Aus dem Sonderforschungsbereich 92
"Biologie der Mundhöhle"
(Sprecher: Prof. Dr. G. Siebert)
und aus der
Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
(Direktor: Prof. Dr. R. Naujoks)

DIE ANWENDUNG UNTERSCHIEDLICHER RÖNTGENSTRAHLENQUALITÄTEN BEI DER RÖNTGEN-MIKRORADIOGRAPHIE ZUR ERHÖHUNG DER NACHWEISEMPFINDLICHKEIT VON KALZIUM

Inaugural-Dissertation

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Michael Fernsebner
aus Siegsdorf

Würzburg, den 12. Januar 1981

Aus dem Sonderforschungsbereich 92
"Biologie der Mundhöhle"
(Sprecher: Prof. Dr. G. Siebert)
und aus der
Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
(Direktor: Prof. Dr. R. Naujoks)

DIE ANWENDUNG UNTERSCHIEDLICHER RÖNTGENSTRAHLENQUALITÄTEN BEI DER RÖNTGEN-MIKRORADIOGRAPHIE ZUR ERHÖHUNG DER NACHWEISEMPFINDLICHKEIT VON KALZIUM

Inaugural-Dissertation

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Michael Fernsebner
aus Siegsdorf

Würzburg, den 12. Januar 1981

Referent:	Prof. Dr. G. Siebert
Korreferent:	Prof. Dr. R. Naujoks
Dekan:	Prof. Dr. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 23. Februar 1981

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Würzburg

MEINER LIEBEN FRAU

UND MEINEM TÖCHTERCHEN

GEWIDMET

Referent:	Prof. Dr. G. Siebert
Korreferent:	Prof. Dr. R. Naujoks
Dekan:	Prof. Dr. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 23. Februar 1981

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Würzburg

MEINER LIEBEN FRAU

UND MEINEM TÖCHTERCHEN

GEWIDMET

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

1. Überlegungen zur Kontrastverbesserung bei mikroradiographischen Aufnahmen 1

2. Literaturübersicht

Methodische Grundlagen zur Mineralisationsdichtebestimmung mit Hilfe der Röntgenstrahlen - Radiographie 4

2.1 Bestimmung des Mineralgehalts aus Radiogrammen 4

2.2 Radiographie unter Benutzung von Referenzstandards 5

2.3 Mineralisationsdichtebestimmung unter Benutzung variierender Strahlenqualitäten 20

2.4 Aufnahmebedingungen zur Untersuchung von Hartgeweben mit Röntgenstrahlen unter besonderer Berücksichtigung von Zahnschliffpräparaten 21

3. Halbwertsdickenbestimmungen zur Charakterisierung verschiedener Röntgenstrahlenqualitäten von Wolfram-, Kupfer-, Titan- und Sc-Anoden 31

3.1 Apparative Voraussetzungen für die Mikroradiographie und die Anordnung zur Bestimmung von Halbwertsschichtdicken 31

3.2 Die Bestimmung der Halbwertsschichtdicken für W-, Cu-, Ti- und Sc-Strahlung nach Durchlaufen von unterschiedlichen Absorberschichtdicken 37

3.3 Abhängigkeit der bilderzeugenden Dosis von der Präparatdicke und vom Röhrentyp 42

4. Quantitative Beurteilung der Kalziumnachweisempfindlichkeit unterschiedlicher Röntgenstrahlenqualitäten mittels Mikroradiographie und Densitometrie 46

4.1 Notwendigkeit der Verwendung von Referenztreppen 46

4.2 Herstellung von Referenzsystemen 48

4.3 Bestimmung der Schichtdicken eines treppenförmigen Referenzsystems 58

Seite

4.4 Anfertigung und Auswertung von Mikroradiogrammen 59

4.5 Vergleich der Extinktion der Radiogramme der Treppen bei Aufnahmen mit verschiedenen Anodenmaterialien bei 20 kV 60

4.5.1 Vergleich der Extinktionskurven der Radiogramme von Cu-Strahlung mit nickelgefilterter Cu-Strahlung 60

4.5.2 Vergleich der Extinktionskurven der Radiogramme von Sc-Strahlung 67

4.6 Anwendung der unter Abschnitt 3 und 4 erarbeiteten Ergebnisse für die Bildauswertung an einem Zahnschliffpräparat 71

5. Diskussion 76

6. Zusammenfassung 85

7. Literaturverzeichnis 87

1. ÜBERLEGUNGEN ZUR KONTRASTVERBESSERUNG BEI MIKRORADIOGRAPHISCHEN AUFNAHMEN

Der Mineralisationsgrad von Hartgeweben bestimmt sehr wesentlich die Gewebseigenschaften, so bei Zähnen die Härte und die Löslichkeit. Zur Untersuchung des Mineralisationsgrades werden Dünnschliffe hergestellt. An diesen kann der Mineralisationsgrad qualitativ durch mikroradiographische Aufnahmen festgestellt werden. Da der Mineralisationsgrad in den verschiedenen Zahnstrukturen variiert, weil er unter anderem durch das raum-zeitliche Muster der Matrixbildung bestimmt ist, ist es nötig, geringe Unterschiede des Mineralgehalts in einem Schnitt in eng benachbarten Strukturen nachzuweisen. Das heißt, man benötigt ein hohes Auflösungsvermögen und eine hohe Nachweisempfindlichkeit des Untersuchungsverfahrens. Die quantitative Auswertung von Mikroradiogrammen geschieht dabei in der Regel mit Hilfe moderner hochauflösender densitometrischer Methoden.

Bei der Untersuchung von pathologischen Veränderungen von Knochen und Zähnen, also von dicken Objekten, wird in der klinischen Praxis meist die relativ harte Strahlung von Wolfram-Anoden zur Herstellung von Röntgenbildern verwendet. Für die Anfertigung von Radiogrammen von dünnen Schnitten bzw. schwach absorbierenden Objekten muß hierfür jedoch eine niederenergetische Strahlenqualität gewählt werden, die einen ausreichend hohen Bildkontrast gewährleistet. Gemäß Angaben in der Literatur wird hierzu meist die Strahlung des Kupfers genommen. Einige Arbeitsgruppen verwenden aber auch die Strahlen von Röhren mit anderen Anodenmaterialien, um einen höheren Bildkontrast zu erreichen.

FREITAG und Mitarbeiter (1974 (20)) beispielsweise verwendeten Kupfer, Chrom und Titan als Anodenmaterial. Ihrer Meinung nach nimmt der Kontrast eines Mikroradiogramms von Cu über Cr zu Ti als Anodenmaterial zu. Theoretische Überlegungen zeigen,

daß das Skandium für den Nachweis von Kalzium am besten geeignet sein müßte, weil das Skandium im Periodischen System der Elemente unmittelbar neben Kalzium steht und die K_α -Strahlung des Skandiums ($\lambda_{K\alpha}$ = 3,03 Å = 30,3 nm) sich im steil ansteigenden Teil der Absorptionskurve des Kalziums (Absorptionskante bei 3,063 Å = 30,63 nm) befindet. MÜLLER (1960 (50)) geht ausführlich auf die Möglichkeiten ein, die "selektive Absorption des Untersuchungsmaterials durch geeignete Wahl der Strahlenhärte auszunutzen". Gemäß MÜLLER griff DERSHEM (1939 (11)) diesen von SIEVERT (1936 (55)) gegebenen Grundgedanken der selektiven Absorption des Untersuchungsmaterials auf: DERSHEM verwendete für Radiogramme von Fußknochen-Präparaten junger Ratten (10 µm dick) die K_α -Strahlung von Skandium, indem er die Strahlung einer gewöhnlichen Röntgenröhre auf Skandiumoxyd lenkte und die dabei entstehende Sc-Fluoreszenzstrahlung für die Belichtung der Radiogramme verwendete (Versuchsbedingungen sind der Literaturtabelle 2 zu entnehmen). Es handelte sich hierbei also um Ausnützung der günstigen Absorptionsverhältnisse des Kalziums gegenüber der Sc-Fluoreszenz-Strahlung.

Trotz der vorliegenden guten Ergebnisse qualitativen Charakters fand die Sc-Strahlung jedoch bisher für die Ca-Gehaltsbestimmungen praktisch keine Anwendung, mit Ausnahme einer von GWINNETT (1967 (28)) durchgeführten Untersuchung. GWINNETT gibt anhand von Mikroradiogrammen von Hartgeweben dem Skandium (mit Titan als Fenster) den Vorzug gegenüber Mikroradiogrammen, die mit einer Cu-Anode hergestellt wurden (siehe Literaturtabelle 2).

Das Ziel dieser Arbeit war es, die bisherigen qualitativen Ergebnisse anderer Autoren, durch spezielle Strahlenqualitäten (insbesondere von Ti und Sc-Strahlung) den Kontrast von Radiogrammen zu erhöhen, durch quantitative Aussagen zu ergänzen und zu verbessern. Hierzu sollten unter Verwendung der in der Literatur angebotenen Möglichkeiten Messungen an ausgewählten Röntgenröhren durchgeführt und mit geeigneten Methoden und entspre-

chenden Systemen überprüft, angewendet und gegebenenfalls verbessert werden. Die Messungen sollten eine quantitative Beurteilung der verschiedenen Strahlenqualitäten im Hinblick auf die Nachweisempfindlichkeit für Kalziumminerale in Mikroradiogrammen von Hartgewebspräparatschnitten erlauben. Zur Charakterisierung der Röntgenstrahlung der verwendeten Anodenmaterialien sollten Halbwertsschichtdickenbestimmungen mit Aluminiumfiltern durchgeführt werden. Weiterhin sollten geeignete Eichtreppen mit unterschiedlichem Mineralgehalt hergestellt, densitometrisch ausgewertet und Probeaufnahmen an Zahnschliffpräparaten durchgeführt werden.

2. LITERATURÜBERSICHT: METHODISCHE GRUNDLAGEN ZUR MINERALISATIONSDICHTEBESTIMMUNG MIT HILFE DER RÖNTGENSTRAHLEN-RADIOGRAPHIE

2.1 BESTIMMUNG DES MINERALGEHALTS AUS RADIOGRAMMEN

In der Kariesdiagnostik wird der chemisch-parasitäre Fäulnisprozeß mittels Röntgendiagnostik oft sehr spät erkannt. Laut GWINNETT (1971 (30)) ist bei Zähnen mit sogenannten "white spots" häufig mehr als die Hälfte des Zahnschmelzes von Karies befallen, bevor eine radioluzente Veränderung auf dem klinischen Röntgenbild diagnostiziert ist.

Ein Kalksalzverlust wird in einem Röntgenbild visuell feststellbar, wenn er zwischen 10 und 40 % gegenüber einem Referenzbereich beträgt. Nur unter sehr günstigen Umständen können Entkalkungen unter 20 % visuell diagnostiziert werden (BABAIANTZ 1947 (2)). Hierbei spielt die Erfahrung des jeweiligen Betrachters eine große Rolle (WAGNER und SCHAAF 1961 (64)). Die visuelle Diagnostik wird auch stark von der individuellen Physiologie des Auges beeinflußt. Das Auge kann laut DIETZE und KÖCHER (1969 (12)) kleine Helligkeitsunterschiede am Lichtkasten zwar wahrnehmen, aber es bedarf dazu eines Kontrastunterschieds der Details von mindestens 5-15 %. (Mit einem Photometer können die feststellbaren Kontrastunterschiede auf ca. 1 % gesenkt werden.)

Das Auflösungsvermögen wird schließlich von der Körnigkeit der Emulsion und der statistischen Schwankung in der Verteilung der Silberkörner begrenzt. Weiterhin zeigt das Verteilungsmuster der Silberkörner in Röntgenfilmen eine gröbere Struktur als bei Belichtung mit sichtbarem Licht (DIETZE und KÖCHER 1969 (12)).

Diese Problematik veranlaßte viele Arbeitsgruppen, neue Methoden zu entwickeln, um die Diagnostik von Mineralsalzverteilungen zu verbessern. Diese Entwicklungsstufen lassen sich wie folgt

zusammenfassen:

A) Visuelle Beurteilung:
   1. einfachste qualitative Beurteilung - Problematik des Auflösungsvermögens und des Kontrasterkennungsvermögens des menschlichen Auges und der subjektiven Beurteilung von seiten des Diagnostikers.
   2. Vergleich mit gleichzeitig aufgenommenen "Standardknochen".

B) Einführung des Photometers zur Objektivierung der vom Auge wahrgenommenen Unterschiede in der Leuchtdichteverteilung

C) Die Benutzung des Photometers führte zur verstärkten Anwendung und Weiterentwicklung von Referenzsystemen (Problematik siehe Abschnitt 2.2 der Literaturübersicht)

D) Variation technischer Parameter bei der Aufnahme zur Kontraststeigerung, z.B. durch Variation der Spannung (siehe Abschnitt 2.3) und des Anodenmaterials.

Die densitometrischen Verfahren vergleichen entweder örtlich begrenzte Bereiche eines Radiogramms oder sie erfassen ein Schwärzungsprofil entlang einer Linie im Radiogramm (siehe z.B. OMNELL 1957 (53); DOYLE 1961 (13); HEUCK und SCHMIDT 1960 (34)) oder sie werten ein Radiogramm flächenhaft aus (CRABB und MORTIMER 1967 (9); CRABB 1968 (8); HOPPE und BÖSSMANN 1971 (36)).

2.2 RADIOGRAPHIE UNTER BENUTZUNG VON REFERENZ-STANDARDS

Zunächst seien einige Begriffe und Grundlagen der radiographischen und densitometrischen Technik kurz erläutert, die für das Verständnis der folgenden Ausführungen notwendig sind.

Je nach Art und Zusammensetzung eines Absorbers werden Röntgenstrahlen unterschiedlich geschwächt und führen zu einer ortsabhängigen differenten Intensitätsverteilung.

"Die unterschiedlichen Intensitäten I_1 und I_2 zweier benachbarter Elemente des Strahlenbildes ergeben einen bestimmten Strahlenkontrast (oder Objektkontrast) K, für den es verschiedene Definitionen gibt. Für Betrachtungen über die Bildgüte ist die in der Optik übliche Definition des Kontrastes

$$K = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

besonders nützlich." „Bei der photographischen Aufzeichnung von Röntgenbildern versteht man unter dem Bildkontrast zweier Stellen mit den Schwärzungen S_1 und S_2 im allgemeinen die Schwärzungsdifferenz $S_1 - S_2$." (Siehe FROMMHOLD unter Mitarbeiter 1979 (21).)

Die Schwärzung (S)[1] ist definiert als dekadischer Logarithmus der Lichtintensitätsverhältnisse I_o/I_1, wobei I_o die Intensität des vom Photometer registrierten Lichts im Bereich unbelichteter Emulsionspartien ist, und I_1 die Intensität in einem belichteten Teil der photographischen Platte:

$$S = \log \frac{I_o}{I_1} \quad .^{2)}$$

Der Zusammenhang von Intensität und Schwärzung ist durch das BUNSEN-ROSCOE'sche Gesetz gegeben (S = f (I x t)), demzufolge das Produkt aus Lichtintensität I und Belichtungszeit t bei gleicher Schwärzung konstant und unabhängig von der Intensität des Röntgenlichtes ist.

---

1) Synonym zur Schwärzung werden auch die Ausdrücke optische Dichte, Density oder Extinktion verwendet.

2) Der Quotient $\log \frac{I_o}{I_1}$ wird auch als Opazität 0 (Undurchsichtigkeit) bezeichnet, sein reziproker Wert als Transmissionsgrad τ .

Zu 1) und 2) siehe FROMMHOLD und MITARBEITER (1979 (21a))

Die Grundlagen der radiographischen und der mikroradiographischen Technik sind in einschlägigen Handbüchern (z.B. NEUMANN (1958 (51)) sowie MÜLLER (1960 (50)) zu finden.

Die Auswertung von Radiogrammen hinsichtlich des Mineralgehalts erfolgt in Verbindung mit Referenzstandards hauptsächlich durch die Methode der vergleichenden Schwärzungsmessung. Bei der Auswertung solcher Radiogramme mittels Photometer erhält man zwei Kurven:
Die Photometerkurve des Objekts und die des gleichzeitig mitbelichteten Referenzsystems, das als Eichtreppe oder -keil auf dem Film Schwärzungsabstufungen entsprechend seiner Zusammensetzung und Dicke aufweist.

Tabelle 1 der Literaturübersicht zeigt eine chronologische Zusammenfassung von Arbeiten, deren Autoren Referenzsysteme zur radiologischen Mineralgehaltsbestimmung verwendeten. Im weiteren nun folgenden Text werden Erläuterungen zu dieser Tabelle gegeben. Anschließend wird die Problematik der Verwendung verschiedener Referenzmaterialien besprochen.

Zu Tabelle 1 (S. 10 - 19):
Übersicht über verwendete Referenzsysteme bei radiologischen Untersuchungen

Anordnung der Zitate chronologisch

Erläuterungen zu den verwendeten Abkürzungen:

T	=	Treppe
K	=	Keil
Sk-(per)	=	Skelett (z.B. Wirbelkörper) bzw. Skelett-Peripherie wie Handknochen, Fersenbein; nur zahnmedizinisch relevante Bereiche wurden näher beschrieben.
Phm	=	densitometrische Messungen mit Photometer
μ_{lin}	=	linearer Absorptionskoeffizient
SGW	=	Schwächungsgleichwert
Eb	=	Elfenbein als Referenzmaterial
Kn	=	Knochen als Referenzmaterial
Z	=	Zähne als Referenzmaterial
HA	=	Hydroxylapatit als Referenzmaterial

Fortsetzung der Übersicht von vorangegangener Seite:

Metalle als Referenzmaterial sind entsprechend ihrem chemischen Symbol gekennzeichnet.
Für Objekte großer Dicke (SK) fehlen vielfach die Angaben über Aufnahmebedingungen, da sie von den variierenden klinischen Bedingungen mit abhängen. Für dünne Schnitte sind in Tab. 2 der Literaturübersicht die entsprechenden Werte angegeben.
Als Ergänzung hierzu sei insbesondere auf die sehr umfangreichen Literaturhinweise von HEUCK, F. hingewiesen (Handbuch der Med. Rad. IV/I (1970 (31)). Die aus dem Handbuch entnommenen Angaben sind mit * in der Spalte "Literaturverzeichnis" zusätzlich durch Angabe der Seitenzahl vermerkt.

Das Metall Aluminium verhält sich hinsichtlich der Strahlenabsorption ähnlich wie Kalzium. Es wurde deshalb und auch wegen der guten Darstellbarkeit in großer Reinheit als Standard gegenüber den knochenähnlichen Referenzsystemen wie Elfenbein oder Knochenasche vorgezogen. Der große Nachteil besteht jedoch darin, daß der Massenabsorptionskoeffizient für Aluminium und Kalksalze bei verschiedenen Spannungen nicht gleich ist (ENGSTRÖM und WELIN 1949 (16)). Der mittels Referenzsystem gefundene "Schwächungsgleichwert" ist damit abhängig von der verwendeten Qualität der Strahlung. Eine polychromatische Röntgenstrahlung wird laut OMNELL (1957 (53)) nur dann von zwei Objekten in gleicher Weise geschwächt, wenn sie die gleiche Zusammensetzung und Masse besitzen. OMNELL empfiehlt deshalb Referenzsysteme aus Materialien zu verwenden, die ungefähr die gleichen Atomgewichte besitzen wie der zu untersuchende Knochen.
Um die Problematik der unterschiedlichen Absoprtionsverhältnisse von Aluminium und Kalzium bei verschiedenen Strahlenqualitäten und die natürliche Schwankungsbreite in der Zusammensetzung bei Referenzsystemen aus Elfenbein oder Knochenmaterial zu umgehen, entschloß man sich, "klar definierte und reproduzierbare" Calciumverbindungen als Vergleichskörper zu verwenden. So werden Trical-

ciumphosphat, Kalziumchlorid und Hydroxylapatit (u.a. gebunden durch Kunstharz) als Referenzsubstanzen vorgeschlagen (HEUCK und andere Autoren 1970 (31.a)) . Insbesondere als Folge der Arbeiten von HEUCK wird in zunehmendem Maße der Hydroxylapatit (Ca-Gehalt ca. 39,9 Gew.%) als Referenzsystem herangezogen. Weiterhin werden planparallele Schmelzschliffe unversehrter Zähne als Vergleichskörper verwendet (FULDE 1971 (23), GOLOMBECK 1976 (27)). Dabei ist aber zu berücksichtigen, daß der Schmelz der natürlichen Zähne in seinem Mineralgehalt um etwa 3 % schwankt (GOLOMBECK 1976 (27)). Hydroxylapatit erscheint auch für unsere Untersuchungen am geeignetsten, um hochmineralisierte Gewebe, vor allem den Schmelz (C a-Gehalt durchschnittlich 36,38 Gew.% laut McCONNELL (1973 (46)) zu untersuchen.

Angaben über die Herstellung von Referenzsystemen finden sich in der Literatur nur spärlich, mit Ausnahme bei der Verwendung von planparallelen Schmelzschliffen als Referenzsysteme. Es zeigt sich, daß in der Literatur nichts über die Herstellungsweise eines treppenförmigen Vergleichskörpers aus Hydroxylapatit und Kalzium-Triphosphat-Mischungen in kleinen Dimensionen und mit dünnen Treppenstufen berichtet wird. Aus diesem Grund beschreiben wir später die Anfertigung der von uns benutzten Referenzsysteme ausführlich (siehe Abschnitt 4.1 und 4.2).

Jahr	Verfasser	Lit.-verz. Nr.	Referenzsystem K T	Substanz, Maße	Angabe des Mineralgehalts bzw. Mineral-Äquivalent
1897	DENNIS	145 *			
1901	PRICE	145 *	T		
1933	DE DOES J.J., GORTER, E., SEEDER, A.	173 *	K	Eb 1x2xo,5 (cm^3)	$mgCa/cm^3$
1934	ENDTZ, A.W.	173 *		Eb	
1935/38	HODGE etal.	145 *			
1937	STEIN, J.	173	T	Eb. Stufen zwischen 3 mm und 3o mm je Stufe 2 mm; o,5 mm genau	
1935/37	SANDERS, A.P.	145 *	K T	Eb u. Aluminium (Al)	
1939	MACK, P.B., O'BRIEN, A. T., SMITH, J.M., BAUMANN, A.W.	145 *		Verwend.v. Mineralsalz mit bekannten Dichtewerten	
194o	THEWLISH, J.	61	T	Al; Stufenhöhe 4o µm	
1947	STEVEN, G. D.	178 *		"Standartknochen" Metacarp. II	
1948	BYWATERS, E.G.L.	173 *		Eb-Zylinder, Höhe 1-18 mm, Höhendiff. 1 mm, Ø 12 mm	Eichkurve mm Eb
1948	MARCHALL, M.	174 *		Al u. Silberstreifen Eb	
1949	ENGSTRÖM, A., WELIN, S.	16	K T	3 Al-Tr.	Ca g/ml Kn
1949	MACK, P.B., BROWN, W.N., TRAPP, H.D.	145 *	K	Eb	g Eb-Äquivalent cm^3 Kn
195o	HENNY, G.C.	178 *		"planparallele Rindertafeln"	mg Ca mg P/ mm^3 Kn

ersuchte Objekte Sk-(per)	Sonstiges	Auswertungsart Phm
einzelne Z		
Kn		chem. An.d. Eb u. photometr. Methode
Kindl. Osteoporose-u.Rachitisfälle,Sk		
	1.exp. u.grundleg.Untersuch.v.Z.-Schliffen	
		Phm
Kn und Z		Phm
Sk-per	μ_{lin} Enamel=246 (Absorpt. μ_{lin} Dentin=142 Koeff. Cu_{K_α}-Anode	
		Phm
Sk-per		Phm
Sk-per	Rechn.Elimination der Weichteile	Phm
Sk		Phm
Sk-per		Phm

Jahr	Verfasser	Lit.-verz. Nr.	Referenzsystem K T	Substanz, Maße	Angabe des Mineralgehalts bzw. Mineral-Äquivalent
1951	BARTELHEIMER,H.	178*	K T	Al,"Standardknochen"	
	EPPINGER	153*		Objektträger als Phantom	
1951	JACKSON,H.	179*	K	Ochsenfemur	Äquival. Keildicke
1951	PAIS, C., FORNI, J.	146*		Sk	
1951	BJÖRN, H., HENRIKSON,C.O., OMNELL,K.A.	154*		Al	
1952	FUSI, G.	154*		Al, 2 cm breit 8 cm lang, 1-8 mm Stufenhöhe	Ca:P
1953	RICHARDS, A.G.	154*		Al	Al-Äquivalent (in mm)
1954	McFARLAND	154*	K	Al	"Knochendichte" g Kn-asche/cm^3 Kn
1954	TARJÁN,R., SA'NDI,E., DEA'K,P.	18o*	K T	Kn	
1954 1959 196o	HEUCK, F., SCHMIDT,E.	34	T	Kunstharz als Binder u. HA in der Größe v. Kn-bälkchen u. Spongiosa	chem. Analyse mgHA/ml Kn-vol. "Apatitwert"
1955	RETHMEIER, B.J.	176*	T	Eb	mg Ca-phosphat/ml des Kn als Schätzwert
1955	MAROTTA,U.	172*		Metallstäbe	Eichung mit Ca-P Lös.:(o,67 g Ca-P 1,6 g Ca-P u. 1,74 g Ca-P pro cm^2)
1955	GERSHON-COHEN,J., SCHRAER,H., BLUMBERG,K.	155*		Al-Zink-Legierungen	Kn-aschegehalt pro cm^3 Gewebe
1956	MAINLAND,D.	163*	T	Al, Eb	Al-Äquivalent
1956	BALZ,G., BIRKNER,R.	158*	T K	Al H_2O	Al-SGW

Untersuchte Objekte Sk-(per)	Sonstiges	Auswertungsart Phm
	Ein Referenzsystem erstm. verwandt	Phm
abschnittweise entkalk.Sk		Phm
Sk		Phm
Unterkiefer	Fremdkörper bedingte Läsionen im UK	Phm
Sk		Phm
Unterkiefer		
Sk		Phm
		Phm
Sk	2 mm Al	Phm
Sk		
Sk		
		Phm
Sk	3 mm Al	Phm

Jahr	Verfasser	Lit.-ver. Nr.	Referenzsystem K T	Substanz, Maße	Angabe des Mineralgehalts bzw. Mineral-Äquivalent
1957	VIRTAMA,P.	112 * 182 *	T	norm. u. pathol. veränderte Kn u.Kn-puder (Rind)	g Kn-asche/cm^3
1957	BAUD,CH. A.	182 *	T	Tricalc.phosphat-tabletten u. Eb	
1957	OMNELL,K.A.	148 * 163 276	T	Al	mg Al/cm^2 Al-Äquivalent
1958	REICH,ST., LEVITIN,J. FELTOM,L.R.	182 *	T	Al-T $Ca\text{-}Cl_2$-Phantom: Kunststoff mit Bohrungen,(1 cm Ø 1 cm Tiefe) die mit $CaCl_2$ gefüllt wurden	mg Ca/mm^3
1958	SCHRAER,H.	155 *	T	Al (92,8 %),Zink 7,2 %, 14 cm Länge, 1,4 cm Breite	Vol-Äquiv. des Ref.systems
1959/ 1973	KROKOWSKI, E.	4o 41		Wassergefäß mit Plexiglaskeil	"Phantom-SGW"
1959	SPIEGLER,G.	6o	T	Al	
1959	KAENE,B.E., SPIEGLER,G., DAVIS,R.	39	T	Al, 14 Stufen 5 mm Breite u. o,5 mm Höhe	1 mm Al-Äquiv. entspr. 13o mg/cm^2 Kn-mineral
196o	SCHMID,J.	177 *	T	Eb: 11 cm lang, 1 cm breit, 1-1o.Stufe: 1 mm hoch, 11-22.Stufe je 2 mm hoch, alle Stufen 5 mm lang	
1961	DOYLE,F.H.	166 *	T	Al, o,5 cm Höhen-Differenz 9 mm lang	Al-Äquivalent
1962	FANUCCI,A., LOASSES,A.	17o *	T	Al	Al-Äquivalent
1963	HODGKINSON,H., EXTON-SMITH,N., CROWLEY,M.F.	169*	T	Al	
1964	LEFEVRE,J., BISMUTH,V., CHAUMONT,P.	171 *	T	Al	
1964	MANTYLA,M., TELKKÄ,A., WEGELIUS,C., VIRTAMA,P.	171 *	T	Al	Al-Schichtdicke
1964	MEENA,H.E., HARRIS,C.K., PORRET,R.E.	47		Al, HA K_2HPO_4, 15 mm hoch	g/cm^2

tersuchte Objekte Sk-(per)	Sonstiges	Auswertungsart Phm
Sk		Silbertitration der Filme u. chem. Analyse
Sk		
UK-Alveolarfortsatz,Sk	Vergl. Überleg. bzgl. K_α-Str. oder polychromat. Str.	Phm
Sk-per	5o, 6o kV	Phm
[illegible]	6o, 64, 15o und 24o kV	Phm, Leuchtstoffdosimeter
	empfiehlt Kn-Mineral als Flächendichte anzugeben	
Sk		
Sk		Phm
Sk Sk-per		Phm
		Phm
Sk-per		
	bei 3o-6o mg Ca/cm^2 konnten noch 2,6 mg/cm^2 Differenz ermittelt werden	
OK u. UK Schneide-Z	Mineralkonz.d.Zähne als Indikator der Knochendichte zur Umgehung der weichteilbedingten Absorption	Phm
Sk-per		Phm

Jahr	Verfasser	Lit.-verz. Nr.	Referenzsystem K T	Substanz, Maße	Angabe des Mineralgehalts bzw. Mineral-Äquivalent
1965	OKUYAMA,T.	191*		entspr. HEUCK, F. u. SCHMIDT'Methode Ca-Carbonat u. Ca-phosphat u. Methylmetacrylat	mg/ml "Equivalent mineral contents"
1965	MACK, P.B.	171*		Eb,Al, Al-Leg.(93,4 % Al, o,6 % Mn, 1,5 % Mg, 4,5 % Cu)	Al nach Eichung mit chem. reinen Ca-Verbin Angabe in HA-Einheiten
1965	VOSE, G.P.	171*	K	Al-Leg.(Zusammensetz. entspr. MACK 1965) u. Plexigl.-Zylinder + 4o % Kn-asche, (men) 6o % Kasein	
1966	VOSE, G.P., PYKE, R.E.	172*		Al	
1968	HINESS,R.	146*		Kn-phantom aus Plexiglas u. Tri-Ca-phosphat (75 u. 5o %) u. $Ca\text{-}Cl_2$ (25 %)	
1966	IMIG, H.	38	K	Plexiglas 15,9 cm Höhe, 23 cm Länge 12,1 cm Breite	Plexiglas-SGW
1967/ 1968	CRABB, H.S.M., MORTIMER, K. V.	9		"penetrometer-wedge" (=Al-step-wedge)	
1968	CRABB,H.S.M.	8	T	Al	
1968	FOSSE, G., RÖLI, J.	17	T	Al mit 4 Stufen zwischen 32 und 272 µm	
1969	VOSE, G.P.	63	T K	Plexiglas; HNO_3 u. Kn-asche (5-3o %Lös.), Al	"x-ray AL-Equiv."
197o	ANGMAR-MÅNSSON, B.	1	T	1. Al, 5 Folien, je Folie 93,8 µm dick 2. 1o Polyesterfolien (Mylinex) je 23,6 µm dick.	zu 2: Abs. Koeff. µ gleichgesetzt dem Abs.-Koeff. der organischen Matrix

ıtersuchte Objekte Sk-(per)	Sonstiges	Auswertungsart Phm
Sk-per		Phm ergänzt durch direkte chem. Analyse
	kV 45 - 55	Phm
Sk Sk-per	kV 6o	Phm
Sk	kV 79, 93 u. 1o3	
	o,4 mm Cu-Filter, Bremstrahlung 5o-6o kV	Phm
Sk	6o - 2oo kV	vergleichende Absorptionsmessung
	Cu_{K_α}	2-dimensionale Mikrodensitometrie ("Isodensitracer")
S mit Aproximalkaries	3o kV, 2o mA Cu, Ni-F.	
Z u. Knschnitte	Cu_{K_α} 45 kV 2o mA u_{lin} Al = 13o " S = 273 " Dent.= 122,6 " Kn = 1oo	Phm
Sk-per	3o - 1oo kV	Phm
Schnitte sich entwickl. Milchschneidez.		Phm,Mineralgehaltskalkul.nach Formel v LINSTRÖM u. PHILLIPSON 1969

Jahr	Verfasser	Lit.-verz. Nr.	Referenzsystem K T	Substanz, Maße	Angabe des Mineralgehalts bzw. Mineral-Äquivalent
1971	HOPPE,W.V., BÖSMANN, K.	36	T	Schmelztreppe aus 6 zwischen 12 u. 7o µm besteh. Z-Schliffen.	
1971	FULDE,F.	23	T	S (menschl.), je Stufe 1o µm von 1o bis 8o µm	mg/cm^2
1973	KROKOWSKI, E.	41		H_2O-Gefäß mit Plexiglaskeil	"Phantom-SGW"
1973	HEUCK, F., SAACKEL, L.	33	T	HA	HA-äquivalent
1973	SACK, H.	54	T	HA-platten 1,8 cm dick 3,5 cm dick Polystyrol als Weichteiläquivalent	
1973	TRONSTAD, L.	62		Al-Folien - Packete je Folie 14,3 µm dick	
1974	MÅNS, H., LUNDBERG,M., WING, K. I	45	T	"Penetrometer" = Al-step-wetch o,5 oder 1,5 mm ansteigend	Al-äquivalent
1974	MÅNS, H., LUNDBERG,M., WING, K. II	45	T	"Penetrometer" = Al-step-wetch o,5 oder 1,5 mm ansteigend	Al-äquivalent
1976	GOLOMBECK, O.	27	T	Eichtreppe I.12,24,3o,5o, 58,7o µm II.1o,29,39,5o, 58,7o µm III.17,39,8o,89, 1oo,13o µm u. 6 Dünnschliffe verschiedener Z je 1oo um	

ersuchte Objekte Sk-(per)	Sonstiges	Auswertungsart Phm
S-Dünnschliffe mit Kariesläs.	Beurteilung des Wirk.-grades Karrieshemm. Testsubst. ($CaCl_2$)	Phm, Planimetrie der Kurven
		Phm, Planimetrie der Kurven
Sk Sk-per		Phm, Leuchtstoff-dosimeter
Sk-per	Strahler: 125 Jod: 35 keV; 241 Am: 6o KeV	MRG-Gerät CMRS (Philips)
Sk-per, 4 cm		Film wird durch Scintillationszähler als Detektor ersetzt.
8o µm Longitudinal-Schnitte v. koronalem Dentin (men)		Phm
Nachahmung v. Z-wurz--zeln aus parallelen Ebkoni 1,5-9 mm Ø, 3-4 mm hoch		Langtubus Philips Practix 9o-2o röntgen Phm
Kn-Phantom [1]	5o, 6o bis 9o kV	Phm
	Cu	MRG-Gerät Müller Mikro 91 Phm

1) 3 mm Kn-Kortikalis aus 39 % $Ca_3(PO_4)_2$ und 6 % $CaCO_3$ gemischt mit 75 % Polyethylene (MERCK 7422)
3 mm "Kn-mark": 89 % Polyethylene + 11 %
4 mm Ca-salz u. H_2O-Bad, Referenzs. = Objekt

2.3 MINERALISATIONSDICHTEBESTIMMUNG UNTER BENUTZUNG VARIIERENDER STRAHLENQUALITÄTEN

Die bisher erwähnten Methoden zur Mineralgehaltsbestimmung beruhen auf der densitometrischen Messung von Schwärzungsunterschieden innerhalb eines Radiogramms. Darüber hinaus wurde von KROKOWSKI et al. (1959 (40); 1973 (41); 1973 (42)) ein Verfahren entwickelt, bei welchem der Mineralgehalt aus 2 verschiedenen Radiogrammen ermittelt wurde, welche vom gleichen Objekt, jedoch mit unterschiedlicher Strahlenqualität (60 - 64 KV und 250 KV) aufgenommen wurden. Der densitometrische Vergleich beider Aufnahmen erlaubt auf rechnerischem Wege die Elimination von Dicke und Dichte des Knochens. Die verbleibende Absorption ist dann nur noch vom Kalksalzgehalt abhängig. Eine routinemäßige Anwendung und eine entsprechende Übertragung auf mikroradiographische Probleme hat dieses Prinzip bisher nicht gefunden.

Die Mineralgehaltsbestimmung in Hartgewebe kann auch unter Umgehung der radiographischen Filmschwärzungstechnik durch direkte Absorptionsmessung erfolgen. Dabei werden monochromatische Röntgenstrahlung (FROMMHOLD und SCHOKNECHT 1960 (22)) oder kollimierte Gammastrahlung (BÖRNER et al. (1969 (6)) verwendet. Auch die moderne Computertomographie wäre hier einzuordnen. Alle diese Verfahren bzw. Prinzipien sind bisher aber nicht für eine der hochauflösenden Mikroradiographie entsprechenden oder gleichwertigen Meßtechnik angewendet worden.

2.4 AUFNAHMEBEDINGUNGEN ZUR UNTERSUCHUNG VON HARTGEWEBEN MIT RÖNTGENSTRAHLEN UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG VON ZAHNSCHLIFF-PRÄPARATEN

Die Empfehlungen, welche Aufnahmebedingungen für die jeweilige Objektart und -dicke gewählt werden sollen, sind in der Literatur teilweise sehr ausführlich beschrieben, andererseits erfolgte oft eine unvollständige Angabe der einzelnen Aufnahmedaten.

Tabelle 2 der Literaturübersicht gibt einen kurzen Überblick über die verschiedenen Aufnahmebedingungen und Strahlenqualitäten, die speziell zur Untersuchung von Zahndünnschliffen in der Literatur angegeben wurden. Um die große Schwankungsbreite der Angaben deutlich zu machen, die die verschiedenen Autoren für optimale Aufnahmebedingungen bei Präparaten vergleichbarer Dicke angeben, sowie zur schnellen Orientierung ist die Tabelle 2 nach der Schichtdicke geordnet. In der Spalte "Bemerkungen" sind so weit von den Verfassern Angaben erfolgten, Hinweise für günstige Aufnahmebedingungen und Kontrastbewertungen aufgeführt. Dabei erfolgte die Beurteilung des Kontrasts jedoch nur visuell. ENGSTRÖM (1962 (14)) gibt für die Verwendung von Wolfram als Anoden-Material eine Formel an, nach der für eine quantitative Untersuchung der Mineralsalzverteilung für ein Präparat definierter Dicke und Dichte die optimale Anodenspannung berechnet werden kann.

FOSSE und RÖLI (1968 (17)) geben für die Berechnung der Expositionszeit eine Formel an, um für Schnitte unterschiedlicher Dicke und Dichte dieselbe photographische Schwärzung zu erhalten. Angaben über den Kontrast als Ausdruck für die Bildgüte der einzelnen Mikroradiographien in Abhängigkeit vom verwendeten Anodenmaterial erfolgten meist qualitativ.

GOLOMBECK (1976 (27)) stellte unter Verwendung von Schmelzdünnschliffen als Referenzsysteme Transparenzkurven auf, die er zur Bestimmung optimaler Belichtungszeiten benutzte. Er gibt bei Aufnahmebedingungen mit einem FF-Abstand von 12,5 cm bei 13 KV und 11 mA und einer Cu-Feinfokus-Röhre für 12 - 70 µm dicke Schnitte eine optimale Belichtungszeit von 4 Minuten an. Andererseits hält er für 17 - 80 µm dicke Schnitte eine Belichtungszeit von 6 Minuten unter Beibehaltung obiger Belichtungsbedingungen für optimal.

FREITAG und RUPPERSBERG (1972 (18)) gehen unter Verwendung von charakteristischer Cu-, Cr-, Ti-Strahlung ausführlicher auf die Abhängigkeit des Kontrasts von den Anodenmaterialien ein. Ihrer Meinung nach ergibt sich unter Verwendung der Titan-Anode der günstigste Kontrast.

Zu Tabelle 2 (Seite 23 - 30)

Übersicht über mikroradiographische Untersuchungen anderer Autoren an Zahnschliffpräparaten unterschiedlicher Dicke

Die Zitate wurden nach der Schichtdicke der verwendeten Präparate angeordnet (Spalte 1). Bei den untersuchten Präparaten handelt es sich in der Regel um menschliche Zähne und Knochen, wenn nichts anderes angegeben ist. Die Spalte 2 enthält Angaben über ein evtl. verwendetes Referenzsystem (siehe in diesem Fall hierzu auch die Angaben in Tabelle 1). Die Spalten 3-10 enthalten Angaben über die Aufnahmebedingungen. Von einigen Autoren werden zusätzlich zur kV-Angabe die Wellenlängen angegeben, die die (evtl. durch Filterung veränderte) resultierende Strahlung charakterisieren. Die Spalten 11 und 12 geben ergänzende Informationen zur Optimierung und Auswertung der Aufnahmen sowie eventuell weitere Angaben zum untersuchten Objekt. Die Spalten 13 bis 15 enthalten bibliographische Angaben. Abkürzungen: FFA = Fokusfilmabstand in cm; EM = ergänzende elektronenmikroskopische Untersuchungen; PL = ergänzende polarisationsoptische Untersuchungen
TL = ergänzende anderweitige Durchlicht-mikroskopische Untersuchungen; S = Schmelz; Dent = Dentin

Objektdicke Objektart	Referenz-system	kV	mA	Expos. zeit (Min)	FFA (cm)	Anode (Å)	Filter	Filr
5 µm dekalz. Z.				45	12	Al_{K_α} 8		
4-6 µm Dent, S 6-8 µm Dent, S		8 8		1o 1o				
6 µm entkalk.6-J-Mol.,Milchz.		1,5	1,0	6o	5,5	W(?) 85 % der Str.m.8-12 Å	2 Al-Folien o,33mg/cm^2	
1o µm Fußkn. einer jungen Ratte		4o	1o	4o		Sc		
1o-4o µm Milchz..				25		$Cr_{(K_\alpha)}$ $Cu_{(K_\alpha)}$	V Ni	Koda 649
15-1oo µm Zähne		15	1o			Cr (Cr_{K_α}:2,29Å)	V	Koda 649
2o-6o µm (dentes perm) u. white spots		4,5	2,o	5-6o	9	Cu		Koda 649
2o-5o µm prox.Diaphysen-Kompakta	HA	1-5 4-5	3	1o,25		W		
4o-5o µm Milchzähne u. perman. Zähne	AL-Folien	2o	1o		1o	Cu_{K_α} Cu	Ni (2o µ)	Koda 649
~ 4o µm Prämolar (eruptiert)		18	7			Sc	Ti	Koda 649

twickler- Entwick- ngszeit ..n.	Angaben über Kontrast, Schärfe, Auflösung, Empfindlichkeit u. optimale Aufnahmebedingungen	Sonstiges	Verfasser	Jahr	Lit.-verz. Nr.
d. D 19	Differenz. v. Odonto-blasten u. Odonto-klasten möglich	Zusätzl. histolog. Färbemethoden zur Differenzierung	MJOR, J.A., STENVIK, A.	1969	49
		TL parallel u. senkrecht zu S-prismen	HUTCHINSON, A. C.W., ROWLAND, R.E., FOSDICK L.S.	1963	37
		Darst. org. Massen in dent (entkalk.)	BERGMANN, G., ANNEROTH, G.	1972	4
	Erstm. Verwendung von Sc zur röntg. Ca-Darst.	Sc-oxyd als Quelle d. Fluorescenzstr.	DERSHEM, E.	1939	11
d. D 11 twickler		Beobacht. von Neonatallinien im S.	SILNESS, I.	1969	56
d. D 158 $^{70}_{C}$		EM; Honigwaben-bilder bei Amelogen. imperfecta untersucht	GLAS, J.-E., NYLEN, M.U.	1965	26
d. D 19	Belicht. zeit abhängig v. Schnittdicke u. Karies variiert, jedoch keine Angaben darüber	"Early Carious Process"	WALLACE, B.J.	1961	65
	bei λ =2,5 bis 3,2 Å zu 97 % Ca-bedingte Absorption	Quant. Auswertung v. Kn-Schnitten	HEUCK, F., SAACKEL, L.	1973	33
	"Diff. Belicht. zeit zum Erreichen max. Details u. Kontraste" - jedoch keine Angaben darüber	PL-Studien der Demineralisation (Subsurface-Caries)	SONI, NAR.N., SILBERKWEIT, M., PARRISH, B.A.	1965	59
	Herstellung der MRG's: "recommend manner"	Ultrastruktur des prismenlosen S (PL, TL, EM, X-ray-Diffr.)	GWINNETT, A.J.	1967	29

Objektdicke Objektart	Referenz-system	kV	mA	Expos. zeit (Min)	FFA (cm)	Anode (Å)	Filter	Fil
4o µm Rinderrippe		13 (2o)	28	2o	15	Cr_{K_α}	V	
		5,5	28	12o	15	Cr		
5o µm Knochen (Rinderr.)		14	34	2o	15	Cu_{K_α} 1,54Å	Ni	
		13	28	2o	15	Cr_{K_α} 2,29Å	V	
				2o	15	Ti_{K_α} 2,75Å	Ti	
4o µm Zu-schl.Zähne		16	13	2-4	12,5	Cu		Kod 649
4o µm Dent.		7,5	15	12o	15	Cu,Be-Fenster u.Vakuum	(Ni)	Kod Max Pla
~5o µm Zähne m.Karies-frühstadien		2o			4o	Cu	Ni	
5o-1oo µm Knochen u. Zähne	Al-Treppe	2o-3o			25	Cu (Be-Fenster)		
6o-12o µm (natür.u. artifizielle Kariesläsion)		2o	1o		11	$Cu_{(K_\alpha)}$	?	Kod 649
6o-25o µm Milchzähne		2o	2o	3o-12o	26	Cu	Ni	
7o-8o µm (Prämol.be-ginn.Karies)	Al-Pol.-Treppe	2o	2o	12	2o	Cu	Ni	
	2o Steps 8,26 µm Al-Dicke je Folie	2o	2o	7o	7o	(Be-Fenster)		
7o µm Kariös verän.S	6 Schmelz-schliffe (12-7oµm)	13	1o	4	12,5	Cu		Kod 649

wickler-Entwick-gszeit -.	Angaben über Kontrast, Schärfe, Auflösung, Empfindlichkeit u. optimale Aufnahmebedingungen	Sonstiges	Verfasser	Jahr	Lit.-verz. Nr.
	Diagr. über kleinste noch wahrnehmb. Abstuf. in der Dichte der Min.-salzverteil.bei verschied. Wellenlängen Kontrast:siehe Lit. Übersicht:Abschn. 2.4		FREITAG,V., RUPPERSBERG, H.	1972	18
		Neue Kamera für MRG	FREITAG,V., STETTER,W., (CHARBIT,P.)	1973 1974	2o
.. k 3o eloper		Vergleich PMRG/ CMRG	LEJA,K.	1971	43
		Untersuchungen v. Dentintubuli	MILLER, J.	1954	48
		"Early lesions" (TL, PL,X-ray)	DARLING, A.I.	1956	1o
	Bei 5o µm: geometrische Unschärfe ca.o,2 µm.	Grundlegende Arbeit zur MRG als Methode zur Untersuchung v. Zahnhartgeweben	BERGMANN,G.	1957	3
		MRG von S-Demineral. (artifiziell u. natürlich)	NEWBRUN, E., BRUDEVOLD,F., MERMAGEN, H.	1959	52
		EM:Zement (Milchz.)	FURSETH,R.	1967	24
		Quant. MRG of "Incipient Enamel Carious" (Formel f. Min.-Gehaltsbestimmung)	BERGMANN, G., LIND, P.O.	1966	5
.Dev.		Planimetr.Bestim. des Min.salzverlustes des gesamt. kar.veränd.S(in%)	HOPPE,W.V. [illegible]	1971	36

Objektdicke Objektart	Referenz-system	kV	mA	Expos. zeit (Min)	FFA (cm)	Anode (Å)	Filter	Fil
8o µm Kronen-dentin, intakt. u. kariöse Z.	Al-Folien	2o	2o	3o	26	Cu ~1,54 Å	Ni	Kod 649
8o-12o µm kariöse Zähne		2o				Cu_K	Ni	Kod Max Hig Res Pla
1oo µm Femur 2o µm Femur 3oo µm Femur					25 5 25	$Cu_{K\alpha}$ $Cu_{K\alpha}$ 1-1oÅ $Cu_{K\alpha_3}$ o,6-Å	Ni	Kod 649 Kod 649
1oo µm intakte bleibende Zähne		2o	1o	1o	1o	Cu		Koda 649
Schnitte über 1oo µm Schnitte unter 1oo µm		2o 1o-15	15	1o	25	Cu (Be-Fenster)		Koda 649
Bis ~1oo µm Rinderrippe		14 (2o)	34	2o	15	$Cu_{K\alpha}$	Ni	
Dünnschl. verschied. Zähne je 1oo µm und 1o-13o µm	siehe Tab.I	13 13	11 11	1o 2-12	12,5	Cu		Koda 649
14o µm teeth-section dried enamel " dentine " bone	4"Al-step-wedge" je Treppe 4 Stufen insgesamt 32-272 µm	35	2o		23	Cu		

twickler-/Entwick-ngszeit r.	Angaben über Kontrast, Schärfe, Auflösung, Empfindlichkeit u. optimale Aufnahmebedingungen	Sonstiges	Verfasser	Jahr	Lit.-verz. Nr.
d. D 11 °C		Anwendung einer Formel v. ERICSON zur Mineralgehaltsberechnung	TRONSTAD, L.	1973	62
		Dentinkaries u. Sekundärdentin	LEVINE, R.S.	1974	44
	Bei 1 mm Fokalspot, bis 5 mm FFA o,5µm geom. Unschärfe 25 mm FFA ~1 µm geom Unschärfe. Formel z. Berechnung der nötigen kV, bezogen auf Schichtdicke (nur für W-Anode)	Grundlagenforsch. zur Untersuchung v. Hart-u. Weichgewebsschnitten mit EM, u. anderen Verfahren.	ENGSTRÖM, A.	1962	14
	Vergleich der "density" =Schwärz. von S u. Dentin m. bekannten Graukeilen	PL des gesunden S	SONI, NAR.N., BRUDEVOLD, F.	1959	58
		Untersuchung von Karies, idiopath. u. traumat. Abras., Resorp. u. anschließ. Härteprüfung	SOGNNAES, R.F.	1959	57
	Siehe 4o µm-Spalte (FREITAG, RUPPERSBERG)		FREITAG, V., RUPPERSBERG, H.	1972	18
l. K 3o l. Fix	4 Min. Expos.-Zeit optimal f. S-schliffe der Dicke 12-7o µm,	Referenzsystem Schmelz schwankt in dem Mineralgehalt µm ± 3 % Entwicklungsbad soll max. 9 Tage alt sein	GOLOMBECK, O.	1976	27
		Konstruktion einer Kamera für MRG	THEWLISS, J.	194o	61

Objektdicke Objektart	Referenz-system	kV	mA	Expos. zeit (Min.)	FFA (cm)	Anode (Å)	Filter	Fil
15o-3oo µm S.i.Entwicklungsstadium	1.Al-Treppe 2.Polyester-treppe nach der Demineralisat.	18	2o			Cu	Ni	
16o µm (2o-158 µm) Zähne Katzenunterkiefer	Al siehe THEWLISS 2o µm	35 2o 15	2o 16 16	45	23	Cu		Kod 643
161 µm Quarz 1oo µm 5o µm	Quarzkeil	2o			3o	Cu	Ni	Kod 649
S Aproximalkaries	Al	3o	2o		2o	Cu		
Kariesläsionen des Approximalschmelzes								
Menschl. Beckenkamm,Z (2.Dentit.)		9 9	12 12	15o 24o 1o 15	12,5 12,5 12,5 12,5	Sc Sc Cu Cu	Ti-Fenster " "	Kod 649 " "
Prämol., dünne Schnitte v. tierischen und pflanzl. Material		18 1,5 -5	7 3	1o,25		Ti W (2-15Å)		Kod 649

twickler-Entwick-mgszeit ...)	Angaben über Kontrast,Schärfe,Auflösung,Empfindlichkeit u. optimale Aufnahmebedingungen	Sonstiges	Verfasser	Jahr	Lit.-verz. Nr.
		Densitometrie von MRG's vor-u.nach Demineralisation.	ÅNGMAR-MÅNSSON,B.	1971	1
d. E 11 °C	Entwick. e.Formel für Belicht.zeiten z.schnellen fraktion.Belichtung einer Platte mit unterschiedl. dicken Präp.		FOSSE,G., RÖLI, J.	1968	17
d. D 19 B °C		Densit.Vergleich keilförm.Ref.-syst.plane Quarzscheiben	WALLGREN,G., HOLMSTRAND,K.	1957	66
, E 11		Mikrodichtemessungen in Spur von 5 u. 7 Punkten	CRABB,H.S.M.	1968	8
		Two-Dim.Mikrodens. Umrißkarten von Kariesläs.	CRABB,H.S.M., MORTIMER,K.V.	1967	9
	höhere Nachweisempfindlichkeit mit Sc-Str.als mit Cu-Str. bei geringen Mineralisationsunterschieden im Präp.	max. Expos.-Zeit 1,75 Std. bei 25 µm	GWINNETT,A.J.	1967	28
		Entwicklung einer Röhre für CMRG m. weichen Grenzstrahlen u. Be als Fenster(50 µm)	COMBEE, B.	1955	7

Die kritische Sichtung der im Literaturteil angegebenen Arbeiten zeigt, daß zur Bearbeitung der in der Einleitung formulierten Fragestellung folgende Probleme bearbeitet werden müssen:

1. Untersuchung der von den verfügbaren Röntgenröhren mit W-, Cu-, Ti- und Sc-Anoden emittierten Strahlenqualitäten im Hinblick auf ihre Eignung für die Herstellung kontrastreicher Mikroradiogramme.
2. Anfertigung geeigneter Miniatur-Referenzsysteme, die zusammen mit den Präparaten in einer Mikroradiographie-Kammer exponiert werden können.
3. Anfertigung von Mikroradiogrammen der Referenzsysteme und von Präparaten einschließlich densitometrischer Auswertung.

In den folgenden Kapiteln werden die hierbei benutzten Apparaturen und Vorrichtungen und die damit durchgeführten Messungen beschrieben.

3. HALBWERTSDICKENBESTIMMUNGEN ZUR CHARAKTERISIERUNG VERSCHIEDENER RÖNTGENSTRAHLENQUALITÄTEN VON W-, Cu-, Ti- UND Sc-ANODEN

3.1 APPARATIVE VORAUSSETZUNGEN FÜR DIE MIKRORADIOGRAPHIE UND DIE ANORDNUNG ZUR BESTIMMUNG VON HALBWERTSSCHICHTDICKEN

Für die Untersuchungen stand ein Mikroradiographie-Gerät[1)] zur Verfügung (max. Röhrenspannung 27 kV, regelbar in Stufen von 1 kV; max. Röhrenstrom 36 mA, regelbar in Stufen von 1 mA). Weiterhin standen 4 Röhren mit verschiedenen Anoden zur Verfügung.

1) Müller Mikro III; Firma C.H.F. Müller

Tab. 3: Kenndaten der verwendeten Röntgenröhren (Hersteller: Fa. Philips Elektronik Industrie GmbH, 2 Hamburg 63, Röntgenstr. 22)

Über die durch das Beryllium-Fenster (300 µm) bedingte Absorption der Philips-Röntgenröhren ist uns nichts bekannt. Nach Angaben des Siemens-Katalogs MP 42 (1975/76) Seite 3/48 werden bei einer Siemens-Titanröhre durch das dort vorhandene 120 µm dicke Be-Fenster 15 % der Ti-Strahlung absorbiert (Max. 1000 Watt, Brennfleckgröße 4x5 mm^2.

Bezeichnung	Type	Fokus mm	Anodenmaterial	Gleichspann. Maximalwerte mA	kV	Watt	Dicke des Glimmer-Berylliumf.	Fensterzahl	Bemerkung
Feinfokus-Feinstruktur	PW 2220 /22	0,4x8F	Ti	40	25	600	300 µm Be	4	Sonderanfertigung
Feinfokus-Feinstruktur	PW 2220 /22	0,4x8F	Sc	40	25	800	300 µm Be	4	Sonderanfertigung
Normalfokus-Fein-Struktur	PW 2053 /65	N 1x10	Cu	30	50	1500	300 µm Be	4	Standardtyp
Feinfokus-Feinstruktur	PW 2214 /20	FO,4x8	W	33,3	60	2000	300 µm Be	4	Standardtyp

Für die Anfertigung von Mikroradiogrammen stand eine Kontakt-Mikroradiographie-Kammer zur Verfügung[1]. Sie war von GABRIEL (1974 (25)) modifiziert worden; weitere Abänderungen und Verbesserungen wurden im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt. Die Kammer weist nun folgende Besonderheiten auf:

Die ursprüngliche Siemens'sche Lochring-Präparathalterung wurde ersetzt durch eine Fassung für Rechteckrahmen (Format 10 x 20 mm), in der das Präparat fixiert ist.[2] Der Vorteil dieser Anordnung (siehe Abb. 1) liegt u.a. in der Möglichkeit, bei der Auswertung der Mikroradiogramme die Punkte des Präparates mit x und y-Koordinaten zu bezifferen, die man am Kreuztisch des Auswertemikroskopes ablesen kann. Außerdem ist unter dem Präparat in der Präparatbühne eine Mehrfach-Eichtreppe herausnehmbar eingebaut, die aus Kunststoff-Calcium-Phosphat-Mischungen mit unterschiedlicher Konzentration sowie aus Hydroxyl-Apatit hergestellt wurde. Sie wird bei jeder Aufnahme ebenfalls auf dem Film bzw. auf der Platte abgebildet und steht dann für die densitometrische Auswertung zur Verfügung (Einzelheiten hierzu siehe Abschnitte 4.2 und 4.4 sowie Abb. 1).

Für die Messung der Strahlenintensität stand ein Dosimeter mit einer Weichstrahlkammer zur Verfügung.

---

1) Stereo-Mikro-Radiographie-Kammer, Fa. Siemens Erlangen (Best. Nr. 176386) mit Verlängerungstubus, Plattenformat 20 x 40 mm

2) die von Mikrowellenhohlleiterrohren abgeschnittenen Rechteckrahmen haben sich insbesondere für die Präparathalterung bei der Herstellung von Zahn-Serienschliffpräparaten für Reflexions- und Oberflächenmeßverfahren (Beta-Reflexion, Härteprüfung) und für Absorptions-Meßverfahren (Röntgen- und Betamikroradiogramme) bewährt (GABRIEL 1974 (25)).

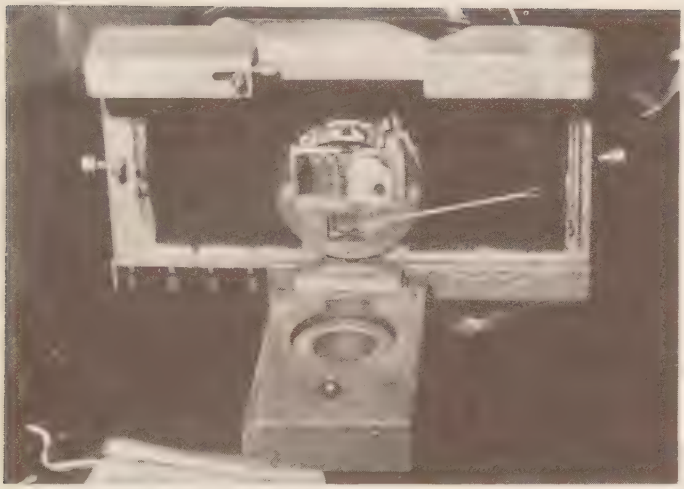


Abb. 1: Aufsicht auf die Präparatbühne der modifizierten Siemens-Stereo-Mikroradiographiekammer

Der Pfeil zeigt auf die Referenztreppe C. Darüber ist der Metall-Rechteckrahmen (Außenmaße 12 x 22 mm) mit einem darauf befestigten Transversal-Zahnschnitt (rechts). Links davon befindet sich eine zweite Referenztreppe B. Die Wiedergabe eines mit dieser Anordnung hergestellten Radiogramms zeigt die Abb. 9.

Anordnung zur Bestimmung von Halbwertsschichtdicken:
Entsprechend der DIN 6809 Teil 1.1.2 wurde Aluminium als Absorbermaterial verwendet (Anwendungsgrenzbereich 10 KeV bis 60 KeV). Der übliche Mindest-Fokusabstand von 20 cm wurde auf den Fokus-Kammer-Abstand von 15,8 cm geändert, da bei Grenzenergien unter 20 keV die Strahlenqualität durch Luft erheblich beeinflußt wird. Die Flächendichte, auch Massenbelegung genannt, (mg/cm^2) und Schichtdicke der verwendeten Aluminiumfilter sind aus der Tab. 4 zu entnehmen.
Die Messungen wurden mit einer Weichstrahlkammer[1] und einem Simplex-Dosimeter[2] durchgeführt. Der Kammerfaktor (Dosis für 1 Intervall) der Weichstrahlkammer beträgt 0,75 R und die zu messende Mindestleistung 0,75 R/min.
In der Abbildung 2 ist die Meßanordnung zur Bestimmung der Halbwertsschichtdicken (HWD) dargestellt.

Tab. 4: Flächendichte (mg/cm^2) und Schichtdicke (μm) der verwendeten Aluminium-Filter[3] zur Bestimmung der Halbwertsschichtdicken von Wolfram-, Kupfer-, Titan- und Skandiumstrahlung

Filter-Nr.	Flächendichte (mg/cm^2)	Schichtdicke (μm)
1	1,94	7,18
2	3,43	12,69
3	4,44	18,28
4	6,67	24,674
5	19,9	40,33
6	14,7	54,39
7	21,2	78,44
8	28,3	104,71
9	43,3	160,21
10	70,8	161,36
11	99,6	368,52
12	141	521,70

1) Nr. R 27791 Firma Physikalisch-Technische Werkstätten, Dr. Pychlau KG, Freiburg i. Br. Lörracher Str. 7
2) Nr. 30871 "
3) Fa. TRACERLAB inc. 1601 Trapelo Road Waltham 54, Mass.

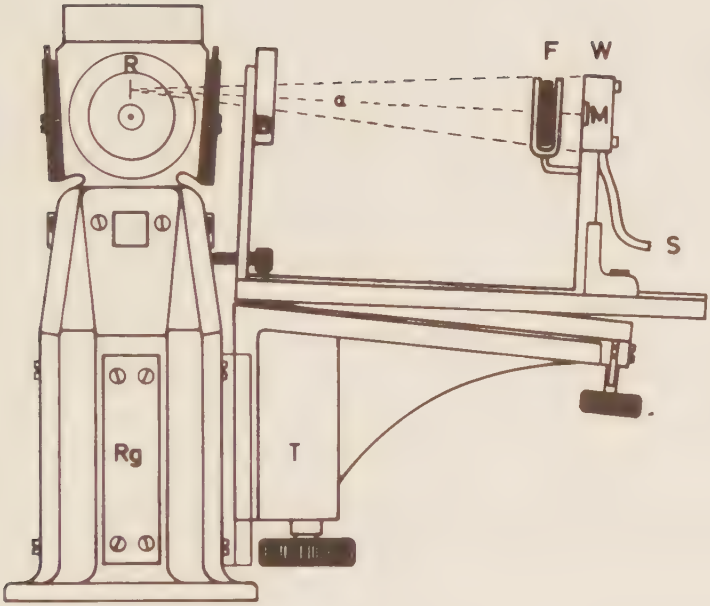


Abb. 2: Anordnung zur Messung der Halbwertsschichtdicken

a: Abstand Fokusoberfläche zur Vordermembran der Meßkammer 13,6 cm

s: Zum Simplex-Dosimeter

Rg: Röhrenschutzgehäuse PWIOI6/oo des Müller Mikro 111 Gerätes,

T: Träger mit Justierscheiben

R: Röhrenfokus

B: Bleiblende

F: Filterhalter mit Filter

W: Weichstrahlkammer mit Eintrittsmembran (Durchmesser 45 mm)

M: Meßvolumen 0,2 cm^3

3.2 DIE BESTIMMUNG DER HALBWERTSSCHICHTDICKEN FÜR WOLFRAM-, KUPFER-, TITAN- UND SKANDIUM-STRAHLUNG NACH DURCHLAUFEN VON UNTERSCHIEDLICHEN ABSORBERDICKEN

Mit der Anordnung der Abb. 2 wurde mit Hilfe einer Ionisationskammer die Intensität der Röntgenstrahlung nach Durchlaufen unterschiedlicher Aluminiumabsorberdicken (Tab. 4) gemessen. Bei diesen Halbwertsdickenbestimmungen wurde entgegen der in der DIN 6809 (Abschnitt 1.1.2.2) angegebenen Vorschrift der Absorberfilter nicht in die Mitte zwischen dem Fokus und der Meßkammer gesetzt. Unsere Messungen wurden ja mit dem Ziel durchgeführt, Angaben über dieStrahlenqualität und die Strahlenintensität in der Filmebene nach Durchlaufen verschiedener Absorberschichten zu erhalten, d.h. es interessiert letztlich die bildwirksame Dosis. Zu dieser Dosis tragen aber bei der Mikroradiographie beim Kontakt von Film und Präparat auch die niederenergetischen Elektronen aus dem Absorber bzw. aus dem Präparat bei.

Das Verhältnis $I:I_o$ (Intensität der Strahlung mit Absorber : Intensität der Strahlung ohne Absorber) wurde in einem rechtwinkligen Koordinatensystem auf der logarithmisch geteilten Ordinate aufgetragen. Auf der Abszisse wurde in einem linear geteilten Maßstab die Absorberdicke in mg/cm^2 dargestellt. Für den Verlauf der Kurven $I : I_o$ gegen Absorberdicke für die verschiedenen Röhrenspannungen 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22 und 24 kV ergaben sich daraus 4 Kurvenscharen für die Anodenmaterialien W, Cu, Ti und Sc.
Als Teilergebnis dieser Messungen und als Beispiel hierzu sind die Schwächungskurven der Strahlung der 4 verschiedenen Anoden, erzeugt bei 20 kV Anodenspannung, in der Abb. 3 dargestellt.

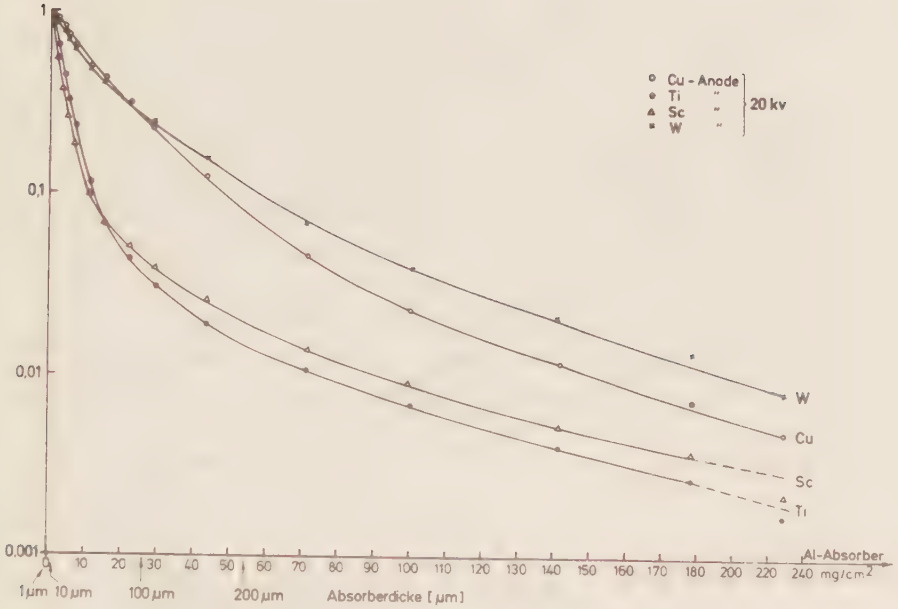


Abb. 3: Intensitätsreduzierung der mit 20 kV angeregten Strahlung vier verschiedener Anoden durch Variation der Absorberdicke (6 mA Röhrenstrom, $I_o = 1$, Messung mit Weichstrahl-Ionisationskammer)

Aus den Kurven wurden die Halbwertsschichtdicken der Reststrahlung nach dem Durchtritt durch die jeweiligen Absorberdicken wie folgt ermittelt:

Hinter den verschiedenen Aluminium-Absorbern[1] wurde aus der Schwächungskurve die zusätzliche Absorberdicke HWD_1 bestimmt, welche die Intensität I_1 an der Austrittsfläche von A_1 auf die Intensität $\frac{I_1}{2}$ reduziert hatte; $I_o = 1$ ist dabei die Intensität der Strahlung nach Durchdringen einer Luftsäule von 13,6 cm. Siehe hierzu auch die folgende Abb. 4.

---

1) mit F gekennzeichnet in Abb. 2

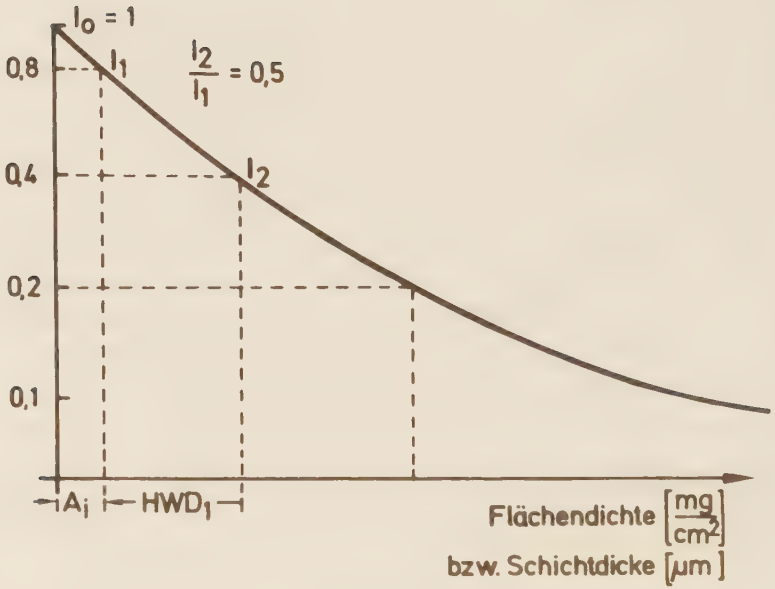


Abb. 4: Vorgehen zur Ermittlung der Halbwertsschichtdicken (HWD) aus den Schwächungskurven $I : I_o$

Die in der Abb. 5 dargestellten Halbwertsschichtdicken wurden nach dieser Bestimmungsvorschrift aus den Meßkurven der Abb. 3 ermittelt.

I_o : Intensität der Strahlung nach Durchdringen einer Luftsäule von 13,6 cm; I_o wird gleich 1 gesetzt

I_1 : Intensität der Strahlung nach Durchdringen von A_i

A_i : Jeweilige variierende Absorberdicke

HWD_1 : Zugehörige Halbwertsschichtdicke nach Durchlaufen der Absorberdicke A_i

Die so ermittelte Absorberdicke HWD_1 ist damit die Halbwertsdicke der Reststrahlung, die den Filter bzw. Absorber der Dicke A_i verläßt. Durch Variation der Absorberdicke A_i kann damit die Halbwertsdicke von Reststrahlen nach Durchlaufen beliebiger Absorberdicken und damit nach zunehmender Aufhärtung bestimmt werden. Die Absorberdicke und die Halbwertsdicke wird dabei an Stelle der Dicke in µm besser als Massenbelegung bzw. Flächendichte (in $\frac{mg}{cm^2}$) ausgedrückt, da es weniger auf die Schichtdicke als auf die Packungsdichte ankommt.

Die auf diese Weise bestimmten Halbwertsdicken sind in der Abb. 5 auf der Ordinate aufgetragen, und zwar gegen die jeweilige auf der Abszisse aufgetragenen Absorberdicke A_i.

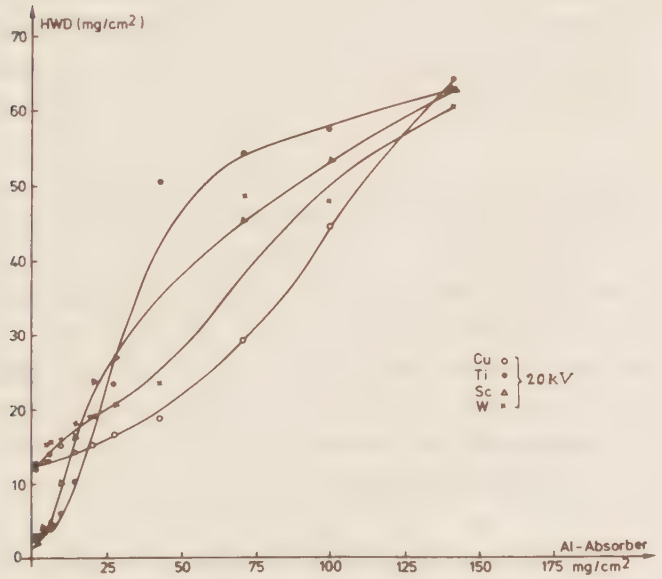


Abb. 5: Halbwertsschichtdicken (HWD) für die Strahlung von den 4 Anoden W, Cu, Ti und Sc bei 20 kV Anodenspannung.
Abszisse: Al-Absorber-Schichtdicke A_i in mg/cm^2
Ordinate: HWD in mg/cm^2
(weitere Erläuterungen siehe im Text)

Aus der Abb. 5 ist folgendes zu erkennen:

1. Die ungefilterte Kupfer-Anode liefert eine Strahlung von verhältnismäßig hohem Homogenitätsgrad. Dies ist damit zu erklären, daß oberhalb von 8 kV die Emission der charakteristischen K_α -Strahlung beginnt und sie im Vergleich zur Bremsstrahlenzunahme mit steigender Spannung stark zunimmt. Der Aufhärtungseffekt durch die Absorber-Filterung ist verhältnismäßig gering. Damit ist diese Strahlung für Übersichtsaufnahmen von Präparaten bis zur angegebenen Dicke gut geeignet.

2. Die Wolfram-Anode liefert eine Strahlung, die mit zunehmender Absorberdicke eine ziemlich gleichmäßig zunehmende Aufhärtung zeigt. Dies erklärt sich dadurch, daß im angegebenen Spannungsbereich überwiegend Bremsstrahlung erzeugt wird, da die K_α -Strahlung noch nicht angeregt wird.

3. Die Strahlung der Sc- und der Ti-Anode enthält sehr hohe Anteile von weicher Strahlung, die durch sehr geringe Halbwertsdicken charakterisiert sind. Dies ist darauf zurückzuführen, daß die charakteristischen K_α -Strahlungen von Sc (4,1 keV Anreg. Spannung) und Ti (4,5 keV) langwelliger sind als die charakteristische Strahlung von Cu (8,0 keV). Sie werden zudem sehr stark angeregt. Damit sind diese Strahlungen vor allem für die Herstellung kontrastreicher Aufnahmen von dünnen Präparaten geeignet.

Eine Analyse der Halbwertsdicken dieser Strahlungen im Bereich dünner Al-Absorberschichten zeigt, daß die HWD der Ti-Strahlung in einem mittleren Kurvenabschnitt zunächst eine kleinere HWD aufweist als die Sc-Strahlung. Mit abnehmender Absorberdicke wird aber die HWD der Sc-Strahlung kleiner, d.h. die Sc-Strahlung liefert mit zunehmend dünner werdenden Präparaten

einen zunehmend besseren Kontrast gegenüber der Ti-Strahlung. Diese Aussage kann hier bereits für Al-Absorber gemacht werden. Als vorläufiges Ergebnis sei hier angegeben, daß für den dünnsten verwendeten Absorberfilter (7,28 µm Al-Dicke entsprechend 1,94 mg/cm^2 Massenbelegung) die HWD für die Sc-Strahlung etwa 3mal geringer ist als für die Titan-Strahlung. Eine genauere Bestimmung des Verlaufes der Halbwertsdickenänderung im Bereich dünner Absorberschichten konnte nicht erfolgen, da geeignete fein abgestufte Absorber fehlten. Bei Ca als Absorbermaterial wird dieser Unterschied zwischen den Halbwertsdicken und damit die Kontrasterhöhung größer, da die charakteristische K_α-Strahlung des Sc (30,3 nm bzw. 3,03 Å) näher an der Absorptionskante des Ca (30,7 nm bzw. 3,07 Å) als an der Absorptionskante des Al liegt. Messungen hierzu konnten in Ermangelung geeigneter Absorber mit Ca-Gehalt ebenfalls nicht durchgeführt werden.

3.3 ABHÄNGIGKEIT DER BILDERZEUGENDEN DOSIS VON DER PRÄPARATDICKE UND VOM RÖHRENTYP

Die Ergebnisse von Abschnitt 3.2 sind für die Beurteilung des erzielbaren Kontrastes bei unterschiedlich dicken Präparaten wichtig. Zur Bilderzeugung ist aber auch eine bestimmte filmmaterialabhängige Dosis erforderlich.
Aus der Abb. 3 ist auch zu entnehmen, in welchem Maße sich die hinter dem Präparat (hier Al-Absorber) verfügbare bildwirksame Strahlenintensität in Abhängigkeit von der Präparatdicke ändert.

Dabei wird zunächst die Dosis am Meßort (d.h. in der Filmebene bzw. in der Ebene der Weichstrahlkammer ohne Präparat gleich 1 gesetzt. Damit erhält man für 20 kV Beschleunigungsspannung und 6 mA die folgenden Intensitätsverhältnisse für Al-Präparatdicken von z.B. 1 µm (entsprechend 0,27 mg/cm^2),

10 µm (entsprechend 2,7 mg/cm^2), 100 µm (entsprechend 27 mg/cm^2) und 200 µm (entsprechend 54 mg/cm^2 Al-Massenbelegung).

Tabelle 5: Intensitätsreduktion in Filmebene durch unterschiedliche Al-Präparatdicken (Film-Fokus-Abstand 13,6 cm, Strichfokus)

	1 µm	10 µm	100 µm	200 µ
W	0,99	0,83	0,26	0,11
Cu	0,99	0,84	0,25	0,08
Ti	0,98	0,55	0,13	0,014
Sc	0,83	0,45	0,13	0,018

Man erkennt hieran, daß auch aus Intensitätsgründen die Verwendung von Ti- und Sc-Strahlung nur bei sehr dünnen Präparaten sinnvoll ist.

Für die Praxis der Aufnahmetechnik sagen diese Angaben aber noch nicht genügend aus, denn außer der strahlungsqualitätsabhängigen Verminderung der bildwirksamen Dosis durch das Präparat ist auch die röhrentypabhängige Dosisrate (Dosisleistung) am Filmort in Abwesenheit des Präparates in Betracht zu ziehen.

Um für praktische Anwendungszwecke Angaben über diese tatsächlich in Filmebene verfügbare Dosisrate hinter dem Präparat zu bekommen, wurde die Dosisrate (Dosisleistung) jeder Röhre mit der benutzten Ionisationskammer bestimmt.

Die Dosisrate am Ausgang einer Röhre hängt nicht nur von der Röhrenfensterdicke, der Spannung und der Stromstärke ab, sondern auch vom Anodenmaterial.

Aus den HWD-Messungen mit der Weichstrahlkammer des Dosimeters (siehe Abschnitt 3.2) sind die Intensitäten I_o (ohne Absorber)

bekannt. Die Intensitäten I_o der W-, Cu-, Ti- und Sc-Strahlung sind in Tabelle 6 aufgeführt.

Erläuterung zur Tabelle 6:

Für die Bestimmung der Werte der Tabelle mußte die Maßgeometrie Röhre - Filter - Meßkammer für alle 4 Röhren aus technischen Gründen konstant gehalten werden. Es war also nicht möglich, die Dosimetermeßkammer in der Fokus-Kammer-Abstand-Ebene an den Ort maximaler Intensität des Strahlungsfeldes zu positionieren. Es konnte festgestellt werden, daß eine solche Positionierung zu etwas anderen als den hier gemessenen Werten führen würde. Die Ursache hierfür ist in kleinen technischen Unterschieden der 4 verschiedenen Röhren zu suchen.

Meßbedingungen: Anodenspannung 20 KV, Anodenstrom 6 mA; Abstand Weichstrahlkammer-Fokus = 13,6 cm entsprechend Weichstrahlkammer-Röhren-Fenster in Luft 10,6 cm; Strichfokus; Messung mit Weichstrahlkammer des Simplex(R)-Dosimeters; Werte für die Ti-Röhre gleich 100 % gesetzt.

Tabelle 6: Dosisraten am Ausgang der 4 Röhren

Röhrentyp	W	Cu	Ti	Sc
Dosisrate (R/min)	506	562	1103	789
Dosisrate $\frac{C}{kg \cdot min}$ 1)	0,13	0,145	0,285	0,204
relative Intensität	46%	51%	100%	72%

Wenn man diese Dosisratenwerte benutzt, um die effektiv bildwirksame Dosisrate hinter den vier Al-Absorbern von 1, 10, 100 und 200 µm aus dem Beispiel des letzten Abschnittes zu bestimmen, erhält man folgende Werte:

1) $1\ R = 2,58 \times 10^{\frac{-4\ C}{kg \cdot min}}$; C = Coulomb

Tabelle 7: Bildwirksame Dosisrate hinter 4 verschieden dicken Al-Absorbern für 20 KV-Strahlung von 4 verschiedenen Röhren (Strichfokus)
Angabe der Dosisrate in R/min, bzw. $\frac{C}{kg\ min}$

	1 µm		10 µm		100 µm		200 µm	
	R/min	$\frac{C}{kg/min}$	R/min	$\frac{C}{kg/min}$	R/min	$\frac{C}{kg/min}$	R/min	$\frac{C}{kg/min}$
W	501	0,13	420	0,11	132	0,03	56	0,014
Cu	556	0,14	472	0,12	140	0,036	45	0,011
Ti	1081	0,28	607	0,16	146	0,037	45,50	0,012
Sc	655	0,17	355	0,09	109	0,027	14	0,004

Setzt man hier wieder die höchste vorkommende Intensität = 1 bzw. 100 % (Titan bei 1 µm Absorberdicke), so ergeben sich die relativen Intensitätsverhältnisse, die in Tabelle 8 zu finden sind.

Tabelle 8: Relative Intensitätsverhältnisse der W-, Cu-, Ti- und Sc-Strahlung nach Durchdringen zunehmender Al-Absorberdicken

	1 µm	10 µm	100 µm	200 µm
W	46 %	39 %	12 %	5 %
Cu	52 %	44 %	13 %	4,2 %
Ti	100 %	56 %	13,5 %	4,2 %
Sc	61 %	33 %	10 %	1,3 %

Mit Hilfe dieser Faktoren läßt sich für den gegebenen Fokus-Kammer-, bzw. Fokus-Filmabstand die "äquivalente Belichtungszeit" (z.B. für sehr dünne Präparate) für ein bestimmtes Anodenmaterial ausrechnen, wenn die "optimale Belichtungszeit" für eines dieser Anodenmaterialien bekannt ist. Es ist aber allerdings zu beachten, daß diese hier ermittelten relativen Dosisratenwerte nur für diesen Fokus-Filmabstand gelten. Sie ändern sich mit der Entfernung, da die weichen Strahlenkomponenten insbesondere des Sc bereits in Luft stark absorbiert werden.

4. QUANTITATIVE BEURTEILUNG DER KALZIUM-NACHWEISEMPFINDLICHKEIT UNTERSCHIEDLICHER RÖNTGENSTRAHLENQUALITÄTEN MITTELS MIKRORADIOGRAPHIE UND DENSITOMETRIE

4.1 NOTWENDIGKEIT DER VERWENDUNG VON REFERENZTREPPEN

Nachdem im vorausgegangenen Teil der Arbeit die Halbwertsdicken für die verschiedenen Strahlenqualitäten bei Verwendung von Aluminium als Absorber bestimmt worden sind, ergibt sich die Frage, durch welche Halbwertsdicken die verwendeten Strahlenqualitäten bei Benutzung von Kalzium als Absorber charakterisiert werden können. Nun ist jedoch die Herstellung von Kalziumabsorbern in der gleichen Art wie die Herstellung von Aluminiumabsorbern aus chemischen und technischen Gründen nicht möglich. Man muß also auf ein Referenzsystem ausweichen, welches Kalzium in definierter Konzentration enthält. Auch dies stößt zunächst auf große technische Schwierigkeiten, wenn man sehr dünne Absorberschichten verwenden will. Diese Schwierigkeiten sind von frühereren Autoren dadurch umgangen worden, daß sie kalziumhaltiges biologisches Hartgewebe (z. B. Zahnschmelz) als Referenzsystem verwendet haben. Hierbei treten zwei Schwierigkeiten auf:

1. auch hier ist die Herstellung von dünnen Schichten sehr schwierig; und
2. ist der Kalziumanteil nicht konstant genug, um als Referenz dienen zu können (siehe hierzu auch die Erläuterungen in der Literaturübersicht, Abschnitt 2.2).

Wir haben deshalb versucht, ein treppenförmiges Referenzsystem herzustellen, welches zu einem Teil aus einem Gießharz mit

dispers verteilten Kalziumphosphatpulver unterschiedlicher Konzentration besteht und zum anderen Teil aus natürlichem kristallisiertem Apatit.
Bei der Dispergierung von solchem Phosphatpulver in Gießharz stößt man allerdings auf die Schwierigkeit, daß man den Gehalt an Kalzium nicht so weit steigern kann, bis man etwa an die Konzentration im Zahnschmelz heranreicht. Außerdem macht sich bei der Herstellung von sehr dünnen Absorberschichten, selbst bei Verwendung von besonders feinem Kalziumphosphatpulver, die Inhomogenität der Substanz bemerkbar. Dies wirkt sich vor allem bei densitometrischen Messungen störend aus. Aus diesen beiden Gründen sollte kristallisierter natürlicher Apatit als Absorbersubstanz für die Herstellung von Referenztreppen mit herangezogen werden. Aus den Forderungen, diese beiden Substanzen (Apatit und Gießharz mit dispergiertem Kalziumphosphatpulver) zu verwenden, ergab sich die Notwendigkeit, ein technisches Verfahren zur Herstellung eines solchen kombinierten Referenzsystems zu entwickeln. Einzelheiten hierzu sind im Abschnitt 4.2 beschrieben.

Die Unmöglichkeit, aus kristallinisiertem Apatit großflächige Absorber herzustellen, führte dazu, daß mit diesem Referenzsystem nicht in gleicher Weise Halbwertsschichtdickenbestimmungen durchgeführt werden konnten, wie dies mit den Aluminiumabsorbern möglich war. Andererseits ergab sich durch die Herstellung von Treppen mit geringer Treppenstufentiefe (ca. 130 µm) die Möglichkeit, mit diesen Treppen unmittelbar Röntgenmikroradiogramme anzufertigen, welche gleichzeitig einen großen Schwärzungsumfang auf Grund der zahlreichen Stufen aufweisen und welche densitometrisch ausgewertet werden konnten. Damit bietet eine solche Methode den Vorteil, den tatsächlichen Aufnahmeverhältnissen bei der Herstellung von Präparat-Mikroradiogrammen sehr viel näher zu kommen. Die Verwendung eines kleindimensionierten Referenzsystems ermöglicht,den Vergleichskörper und die Zahnschliffpräparate bei Her-

stellung derMikroradiogramme gemeinsam mit abzubilden (einzeitige Densitometrie).

Hier soll im folgenden auf die Herstellung der Referenzsysteme, die Anfertigung von Radiogrammen unter verschiedenen Belichtungsbedingungen sowie auf die densitometrische Auswertung dieser Referenzsystem-Radiogramme eingegangen werden.

4.2 DIE HERSTELLUNG VON REFERENZSYSTEMEN

Zur Herstellung von Referenz-Treppen wurde reiner kristallisierter Apatit[1], pulverisiertes Kalziumtriphosphat[2] sowie ein Epoxydharz[3] als Bindemittel verwendet. Aus dem Kalziumtriphosphatpulver wurden zusammen mit dem Epoxydharz-Mischungen M_1, M_2 und M_3 hergestellt, die folgende Ca-Triphosphat- und Ca-Anteile (in Gewichtsprozent) enthalten:

M_1: Epotek$^{(R)}$ mit 10 Gew.% Ca-Triphosphat (4 Gew.% Ca);
M_2: " " 25 " " " (9,97 Gew.% Ca);
M_3: " " 50 " " " (19,95 Gew.%).

Kristallisierter Apatit[4] enthält etwa 39,98 Gew.% (natürlicher Schmelz enthält im Mittel 36,38 Gew.% Kalzium[5]).

Die Tabelle 9 enthält: Angaben über das für die densitometrischen Messungen verwendete Referenzsystem A(Tab. 9 = S.49-50).

In Spalte 1 die Stufen-Nummer
In Spalte 2 die Stufen-Höhe in μm
In Spalte 3 bis 7 die Dichte in g/cm^3 sowie die Massenbelegung (bzw. Flächendichte) m_A in mg/cm^2 der Stufen, und zwar jeweils für die gesamte Stufendicke (also einschließlich des Epotek$^{(R)}$-Anteils) und für die Anteile an Ca-Triphosphat. Bei Apatit ist der m_A-Wert gleich dem Flächendichte-Wert für Ca-Triphosphat.
Für Apatit ist zusätzlich der m_A-Wert für Ca angegeben.

1) Durango-Apatit, Cerro de Mercado, Mexiko
2) $Ca_5(PO_4)_3OH$, Mol.Gew. 502,32; trocken, rein; Firma Merck
3) Epotek$^{(R)}$ der Firma Polytek, Karlsruhe
4) Mineralgehaltsangabe nach HEUCK (1970 (31)
5) McCONNELL(1973 (46))

Tab.: 9 Dicke (in µm) und Massenbelegung m_A (in $\frac{mg}{cm^2}$) der Stufen des Referenzsystems A. [1)]

1	2	3	4		5		6		7	
Stufen-Nr.	Stufenhöhe in µm	Epotek® ρ = 1,181 g/cm³	M_1 ρ = 1,298 g/cm³		M_2 ρ= 1,363 g/cm³		M_3 ρ= 1,583 g/cm³		Apatit ρ = 3,15 g/cm³	
		m_A	Gesamt-m_A	m_A für 18 % Ca-Triphosphat	Gesamt-m_A	m_A für 25 % Ca-Triphosphat	Gesamt-m_A	m_A für 58 % Ca-Triphosphat	m_A für Apatit	m_A für 39,9 % Ca
1	2847	336	369	37	388	97	451	225	896,8	358,7
2	27o4	319	351	35	368	92	428	214	851,8	34o,7
3	2628	31o	341	34	358	89	416	2o8	828,4	331,1
4	2553	3o2	331	33	348	87	4o4	2o2	8o4,2	321,7
5	2459	29o	319	32	335	84	389	195	774,6	3o9,8
6	2372	28o	3o8	31	323	81	375	188	747,2	298,8
7	2282	27o	296	3o	311	78	361	181	718,5	287,5
8	2214	261	287	29	3o2	75	35o	175	697,5	278,9
9	2191	259	284	28	299	74,6	347	173	671,3	276,1
1o	2o48	242	267	27	279	7o	324	162	645,1	258,1
11	1958	231	252	25	267	67	31o	155	616,8	246,7
12	1868	221	242	24	255	64	296	148	588,4	235,4
13	18oo	212	234	23	245	61	285	142	567,o	226,8
14	1717	2o3	223	22	234	58	272	136	54o,9	216,4
15	1657	196	215	22	226	56	262	131	522,o	2o8,8
16	1589	188	2o6	21	216	54	251	126	5oo,5	2oo,2
17	1521	18o	197	2o	2o7	52	241	12o	479,1	191,7
18	1438	17o	187	19	196	49	228	114	453,3	181,1
19	1393	164	181	18	19o	47	22o	11o	438,8	175,5

2o	131o	155	17o	17	178	45	2o7	1o4	413,o	155,6
21	1235	146	16o	16	168	42	196	98	389,o	14o,1
22	1182	139	153	15	161	4o	187	93	372,3	148,9
23	113o	133	147	14	154	38	179	89	356,o	142,4
24	1o54	124	137	13,7	144	36	167	83	332,o	132,8
25	994	117	129	12,9	135	34	157	79	313,1	125,3
26	934	11o	121	12	127	32	148	74	294,2	117,7
27	859	1o1	111	11	117	29	136	68	27o,6	1o8,3
28	768	91	99,7	1o	1o5	26	122	61	242	96,8
29	692	82	9o	9	94	24	1o9	55	218,3	87,3
3o	633	75	82	8	86	21,5	1oo	5o	199,4	79,8
31	542	64	7o	7	74	18	86	43	17o,7	68,3
32	482	57	63	6	66	16	76	38	151,8	6o,7
33	4o7	48	53	5	55	14	64	32	128,2	51,3
34	346	41	45	4,5	47	12	55	27	1o9	43,6
35	3o1	36	39	3,9	41	1o	48	24	75,2	38
36	233	28	3o	3,o	32	7,9	37	17,5	73,7	29,5
37	151	18	19	2,o	2o,6	5,1	24	12	47,6	19,1
38	121	14	16	1,6	16	4,1	19	9,5	37,8	15,2
39	6o	7	7,8	o,78	8,2	2,o	9,5	4,7	18,9	7,6
4o	3o	3,5	3,9	o,39	4,o	1,o	4,7	2,4	9,5	3,9

1) freundlicher Weise von Frau A. Röhl und Herrn Ing. B. Wagner ermittelte Werte

Es gelang nicht, die Kalziumkonzentration auf über 50 % zu steigern. Der maximale Kalziumanteil beträgt somit für die 50 Gew.% Ca-Triphosphat-Mischung nur 19,9 % Gewichtsanteile Kalzium. Um sich dem mittleren Kalziumgewichtsanteil im Schmelz vom ca. 36 Gew.% noch mehr annähern zu können, wäre die Verwendung von Ca_2SiO_4 zu empfehlen. Damit käme man nach Versuchen von GRAMM (1977, unveröffentlicht) auf maximal ca. 31 % Gewichtsanteil Ca.

Nach Mischung der beiden Komponenten Kalzium-Triphosphat und Epotek(R) erfolgte eine Polymerisation des Epoteks (24 Std. im Drucktopf belassen bei 2,2 kp/cm^2 (22 N/cm^2)), anschließend wurde eine halbe Stunde bei ca. 50-75°C nachpolymerisiert. Aus den so erhaltenen Blöcken der Substanzen M_1, M_2 und M_3 (in ihren Mischungsanteilen hergestellt gemäß vorangehender Tabelle) und einem Apatitkristall wurden Scheiben von ca. 2 mm Dicke mit einer Diamanttrennscheibe auf einer Trennmaschine[1)] abgeschnitten und mit einem Cyanoacrylatkleber verbunden. Aus diesem verklebten Scheibenstapel wurde ein quaderförmiges Stück hergestellt. In Vorversuchen mit verschiedenen Bearbeitungsmethoden mußte erst geklärt werden, welches Verfahren zur Präparation genügend feiner Abstufungen der Treppen am besten geeignet sein würde. Die Schwierigkeit war dabei, daß der Substanzblock aus verschiedenen Materialien einschließlich des sehr spröden reinen Apatits bestand. Im einzelnen wurden folgende Herstellungsmethoden erprobt bzw. angewendet:

1. Fräsen der Treppenstufen auf einer Werkstattfräsmaschine[2)] in die Flanke des keilförmig bearbeiteten Substanzblockes mit Hilfe eines Fingerfräsers aus Wolframkarbid. Dieses Verfahren hat sich nicht bewährt, weil der Apatit dabei zersplitterte.

---

1 Fa. W. Conrad, Typ Woco 50

2 Typ Hommel

2. Schleifen der Treppenstufen mit einer Präzisionsinnenlochtrennmaschine mit nickelgebundenem Diamantbelag. Die Stufen sollten bei diesem Verfahren mit der Stirn- und der Flankenseite des Diamantbelages in die angeschrägte Fläche des Referenzkeiles eingeschliffen werden (siehe Abb. 6). Eine solche Trennmaschine wurde bei uns neben einer konventionellen Trennmaschine mit Kreisscheibe für die Herstellung von Zahnschnitten verwendet. Der Vorteil der Innenlochtrennmaschine gegenüber der konventionellen Trennmaschine mit Kreistrennscheibe besteht grundsätzlich darin, daß ihre Wankneigung geringer ist. Bei diesem Vorgehen ergaben sich jedoch Schwierigkeiten insofern, daß es selbst bei sehr vorsichtigem und langsamem Schneidvorschub besonders an den Klebefugen zu Haarrissen und Sprüngen im Apatit kam, die teilweise zum Abplatzen führten. Deshalb wurde dieses Verfahren so modifiziert, daß

3. der keilförmig zugerichtete Substanzblock in einer Messingfassung mit Kunstharz eingegossen wurde, wie es die Abb. 8 zeigt. Diese Messingfassung diente einerseits zum Schutz des Referenzsystems, andererseits konnte das System mit den angebrachten Löchern leicht in der Mikroradiographiekammer fixiert und wenn nötig ausgewechselt werden (siehe Abb. 1). Bei diesem Herstellungsverfahren kam es jedoch zu einer ausgeprägten störenden Gratbildung an der Messingfassung und an Treppenstufen, ein Nachteil, der uns zur Erprobung eines weiteren Verfahrens bewog.

4. Bei diesem Verfahren wurde die Herausarbeitung der ebenfalls in Messing gefaßten Treppenstufen mit der bereits erwähnten Fräsmaschine mit einem eigens hergestellten Schleifrädchen aus einer Sintermasse durchgeführt. Die Sintermasse

besteht dabei aus Bronze- und Diamantpulver[1]. Dieses Vorgehen erbrachte weitgehend zufriedenstellende Ergebnisse, wenn sehr vorsichtig, langsam und in mehreren Arbeitsgängen je Stufe abgetragen wurde. Als Kühlmittel wurde hierbei Petroleum verwendet.

Je geringer die Umfangs- und Eindringgeschwindigkeit (Vorschub) des Schleifkörpers ist, desto kleiner sind die Schleifspäne und folglich auch die auftretenden Kräfte bei der Bearbeitung des Objekts. Für Zahnpräparate und Apatit liegt die optimale Vorschubgeschwindigkeit bei 1 - 2 µm pro Umdrehung (siehe hierzu die Untersuchungen von Trennvorgängen von GABRIEL (1974 (25)). Unsere Vorschubgeschwindigkeit lag bei ca. 3 - 4 µm pro Umdrehung. Es kommt sonst wegen zu kleiner Schleifspäne und wegen des Gießharzanteils der Mischungen zu einem Verschmieren der Oberfläche des Schleifkörpers, aus dessen Sintermasse die einzelnen Diamantkörner herausragen. Durch diese "Schmierschicht" können zusätzlich erhöhte Kräfte während der Bearbeitung auftreten und zu einem Abplatzen insbesondere des Apatits führen.

Grundsätzlich ist jedoch zu diesem Verfahren (4) zu sagen, daß die verschiedenen Referenzsubstanzen wegen ihrer unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften am besten getrennt bearbeitet werden sollten. Wegen der notwendigen geringen Abmessung des gesamten Referenztreppensystems, welches in der Mikroradiographiekammer zusammen mit dem Präparat fixiert werden muß, war dies jedoch praktisch nicht durchführbar. Die hier beschriebene Herstellungsmethode ist in der Abb. 7 aufgezeigt.

---

1) Wir danken der Fa. Kruel, Idar-Oberstein für die Herstellung dieses Schleifrädchens.

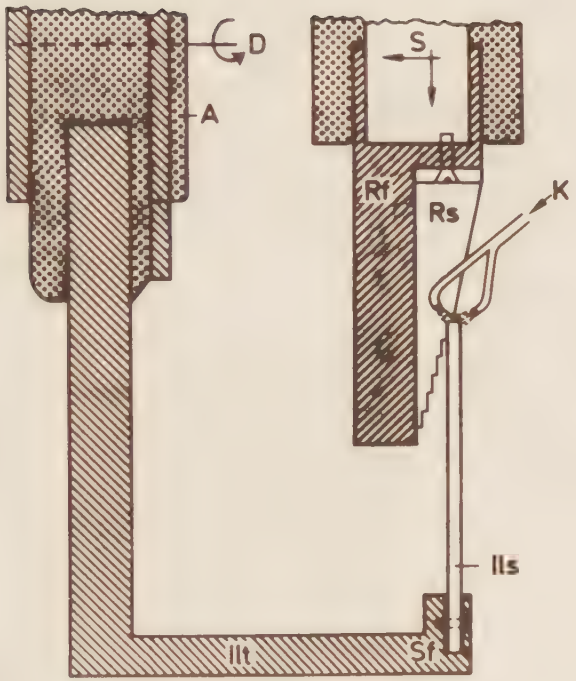
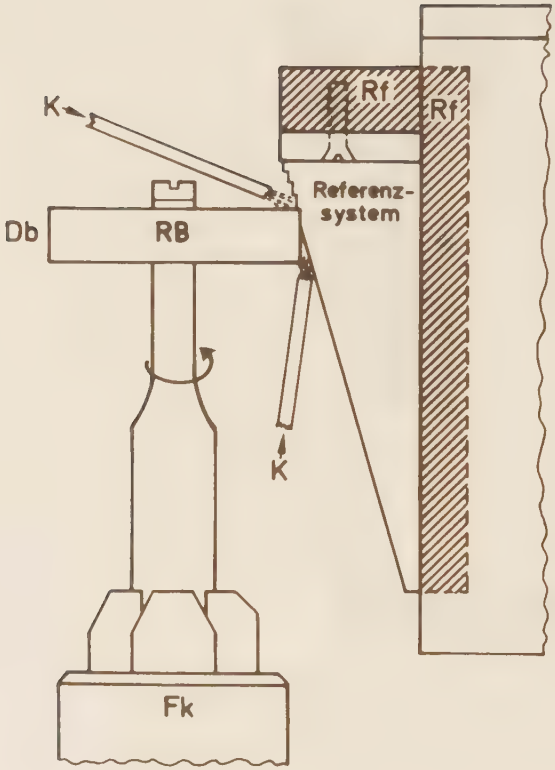


Abb. 6: Herstellung eines treppenförmigen Referenzsystems mit einer Innenlochtrennmaschine

S: Support mit Klemmvorrichtung für den
Rf: Flansch des Referenzsystems
RS: Referenzsystem
Ils: Innenlochsägeblatt mit Diamantbelag
Ilt: Innenlochsägetopf mit
Sf: Spannfutter des Trennblatts
A: Antriebswelle
D: Drehachse
K: Kühlflüssigkeit beidseits des Diamantbelags



Fk: Fräskopf mit eingespanntem
RB: Rädchen aus Sintermasse (Bronzelegierung und Diamantkörner, die aus der obersten Schicht herausragen ("Diamantkornbelag" DB))
Rf: Flansch des Referenzsystems, fixiert im Support
K: Kühlmedium

Abb. 7: Herstellung einer Referenztreppe mit einem Schleifrädchen

Die hergestellte und in Abb. 8 schematisch dargestellte Referenztreppe A wurde in der Mikroradiographiekammer in der Präparatbühne befestigt. Eine Treppe dieser Art, in diesem Fall aber mit 7 verschiedenen Substanzschichten, bildet sich auf einem Mikroradiogramm so ab, wie es die Abb. 9 zeigt. In dieser Abbildung ist zusätzlich neben dem Präparat im Vierkant-Fixierungsrahmen (innere Abmessungen 10 x 20 mm) noch eine weitere Referenztreppe angebracht, die nach dem oben erwähnten Verfahren (2) unter Benutzung der Innenlochtrennmaschine hergestellt worden ist.

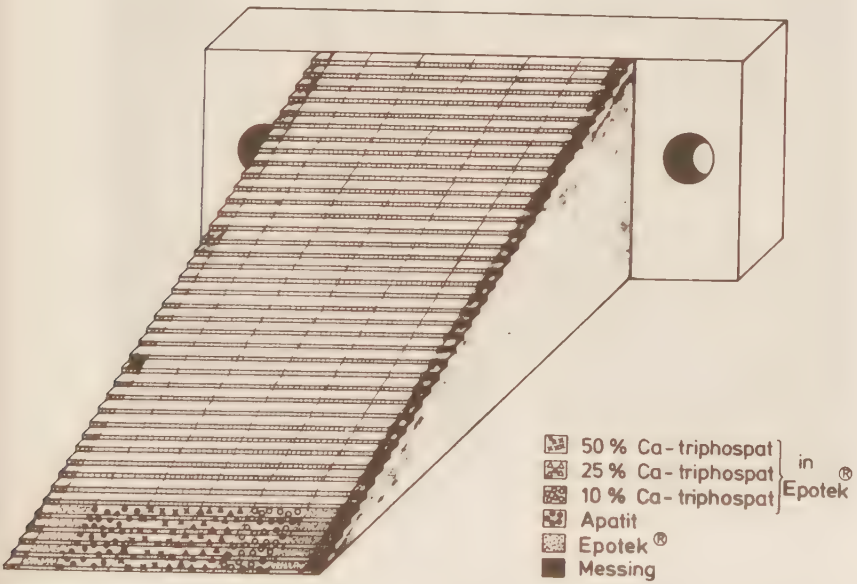


Abb. 8: Referenzsystem (A) in Treppenform

4 Schichten als Referenzmaterial in Sandwichform miteinander verklebt, in Messingrahmen eingebettet mit Epotek(R).
Größe des Referenzsystems 8,5 mm x 7,5 mm x 2,8 mm
Stufentiefe: ca. 130 µm
Stufenhöhe: zwischen 30 und 95 µm
Stufenzahl: 40

Jede Treppenstufe enthält somit außer Messing die Substanzen Apatit, Epotek$^{(R)}$ und die 3 verschiedenen Epotek$^{(R)}$-Phosphat-Mischungen M_1, M_2 und M_3 (siehe hierzu auch Tabelle 9 mit den Dicken- und Flächendichtewerten für die verwendeten Substanzen).

Abb. 9: Radiogramm von Referenztreppen und Zahlschliffpräparat im Rechteckrahmen

Die Abb. 9 zeigt die Wiedergabe eines Radiogrammes (Positionsbild) einer Referenztreppe C oben) sowie der Referenztreppe B, welche zusammen mit einem Zahnschliffpräparat (ca. 170 µm dick) in einem Präparathalter (Rechteckrahmen) fixiert ist.

Aufnahmebedingungen: Cu-Strahlung, Ni-gefiltert, 23 kV, 34 mA, 60 minExpos. Zeit; Fokus-Film - Abstand 25 cm.

Referenzsystem C[1]	Referenzsystem B[2]
1: Apatit	A: Apatit
2: 50 Gew.% CaTriphosphat	C: 10 Gew.% Ca-Triphosphat
3: 25 " "	E: Epotek
4: 10 " "	C_1: 50 Gew.% Ca-Triphosphat
5: Apatit	
6: Apatit	
7: Ca_2SiO_4	
8: Apatit	
9: K_2HPO_4	

Im Rahmen dieser Versuche wurden acht Keile hergestellt und zu treppenförmigen Referenzsystemen weiterbearbeitet. In der Tabelle 9 sind die Maße und Massenbelegungen m_A des Referenzsystems A ausfgeführt, das für die weiteren densitometrischen Arbeiten herangezogen wurde.

4.3 BESTIMMUNG DER SCHICHTDICKEN EINES TREPPENFÖRMIGEN REFERENZSYSTEMS

Nach Fertigstellung der Treppenstandards mußte eine möglichst genaue Bestimmung der Treppenstufendicken erfolgen. Eine direkte Ausmessung mit Dickentastern wäre wegen der geringen Flächenabmessungen der Stufen und der geringen Dicke der dünnsten Stufen bei der großen Zerbrechlichkeit des Apatits bestenfalls mit einem mechanoelektrischen Rauhigkeitsmeßtaster möglich gewesen. Ein bei uns vorhandenes Gerät dieser Art wies jedoch einen zu geringen Meßbereichsumfang auf. Wir haben folgendes Verfahren ausprobiert und schließlich angewendet.

---

1) wie Referenztreppe A hergestellt mit einem Schleifrädchen aus Sintermasse (Verfahren 4)

2) hergestellt mit der Innenlochtrennmaschine (Verfahren 2)

Die Treppen wurden in einem Diarahmen eines Kleinbildprojektors befestigt und als Schattenbilder auf mm-Papier an die Wand projiziert. Während der Projektion mußte eine Kühlung mit einem Gebläse erfolgen, um eine Dimensionsänderung durch die Wärmeausstrahlung der Projektorlampe zu vermeiden. Die Schattenrisse der Treppenprofile wurden auf dem mm-Papier nachgezeichnet und zwar bei jedem Referenzsystem je Profilseite 10mal. Das Verhältnis der Treppenstufendicken zueinander wurde aus den Mittelwerten der projizierten Stufendicken bestimmt. Die einzelnen Referenzsysteme nehmen in ihrer flächenmäßigen Ausdehnung etwa nur 1/10 der Kreisfläche des Projektorobjektives aus, so daß die Gefahr einer optischen Verzeichnung vernachlässigbar ist. Die tatsächliche Dicke wurde ermittelt indem die dickste Treppenstufe mit einer µm-Schraube (Ablesegenauigkeit 0,5 µm) ausgemessen wurde. Mit Hilfe dieser direkten Dickenbestimmung konnten die Dicken der 40 einzelnen Treppenstufen genügend genau ermittelt werden.

4.4 ANFERTIGUNG UND AUSWERTUNG VON MIKRORADIOGRAMMEN

Mit den Referenzsystemen A und B sowie einem Transversal-Parallel-Schnitt eines menschlichen Milchmolaren wurden Mikroradiogramme angefertigt. Dabei wurde die in Abschnitt 3.1 beschriebene Modifizierung der Präparatbühne benutzt (siehe auch Abb. 1). Als Aufnahmematerial wurde Eastman-Kodak 649 GH-Platten verwendet (Auflösungsvermägen 1000 Linien pro mm), die auf das erforderliche Maß zurechtgeschnitten werden mußten (Plattengröße 20 x 40 mm^2). Entwickelt wurden die Aufnahmen mit Kodak D 19 (5 1/2 Min. , 18°C). Ein so angefertigte Radiogramm zeigt die Abb. 9.

Die erhaltenen Mikroradiogramme wurden mit Hilfe eines Mikroskopphotometers ausgewertet. Das Präparat konnte mit einem motorgetriebenen Tisch in Stufen von 0,5 µm oder einem Mehrfachen dieses Werts im Durchlichtstrahlengang unter dem Objektiv hinwegbewegt werden. Die vor dem Photoelektronenvervielfacher angebrachte Blende konnte bei Wahl der stärksten Objektivvergrößerung kleiner als die Korngröße der verwendeten Filme eingestellt werden. Die Bestimmung der Extinktion erfolgte anhand von Transmissionskurven, die auf einem Schreiber registriert worden waren. Aus diesen Werten wurde die Extinktion berechnet. Mit dieser Anordnung war unter Ausnutzung aller Meßbereiche und Abgleichsmöglichkeiten die Messung von Extinktionen zwischen E = 0 bis E = 5 möglich.

Bei der Bestimmung der Extinktionskurven (Abb. 10 bis 16 und 18) wurde die jeweilige Spaltblende weitgehend der Treppenstufenausdehnung angepaßt.

4.5 VERGLEICH DER EXTINKTION DER RADIOGRAMME DER TREPPEN BEI AUFNAHMEN MIT VERSCHIEDENEN ANODENMATERIALIEN BEI 20 kV

4.5.1 Vergleich der Extinktionskurven der Radiogramme von Cu-Strahlung mit nickelgefilterter Cu-Strahlung[1)]

Von der im Abschnitt 4.2 in ihrem Aufbau näher beschriebenen Treppe, die in jeder Treppenstufe Bereiche mit unterschiedlichem Phosphatgehalt aufweist (siehe Abb. 8) wurden Mikroradiogramme mit verschiedenen Strahlenqualitäten angefertigt. In diesem Abschnitt sollen folgende Ergebnisse dargestellt werden:

1) In den Abbildungen wird die nickelgefilterte Strahlung mit Cu(Ni) bezeichnet.

Extinktionsmessungen, die mit dem Mikrodensitometer an schwärzungsmäßig vergleichbaren Aufnahmen der Treppe mit reiner Kupferstrahlung (Anregungsspannung 20 kV) und von Kupferstrahlung mit gleicher Anregungsspannung, aber Filterung mit Nickel (25 µm), gewonnen wurden.

Die Bestimmung der Extinktion wird aus zwei Gründen vorgenommen: einmal ist sie die Größe, die man mit dem Densitometer unmittelbar unter Bezug auf eine nicht der Strahlung ausgesetzte und somit nicht geschwärzte Fläche bestimmen kann, zum anderen sind die Extinktionsunterschiede in einem Bild die kontrastbestimmenden und damit vom Auge beurteilbaren Größen.

Die Ergebnisse dieser densitometrischen Messungen sind in den Abbildungen 10 bis 14 dargestellt. Zunächst wurden in den Abbildungen 10 - 13 die Extinktionsmessungen an einem mit reiner Kupferstrahlung gewonnenen Präparat sowie an zwei mit nickelgefilterter Kupferstrahlung von unterschiedlicher Amperesekunden-Belichtungsintensität gewonnenen Präparaten dargestellt. Zum besseren Vergleich der Ergebnisse wurden dann die Extinktionskurven der mit Nickelfilterung hergestellten Radiogramme über die Kurven der mit reiner Kupferstrahlung hergestellten Radiogramme projiziert (Abb. 11 und 12 auf Abb. 10). Daraus ergeben sich die Abbildungen 13 und 14.

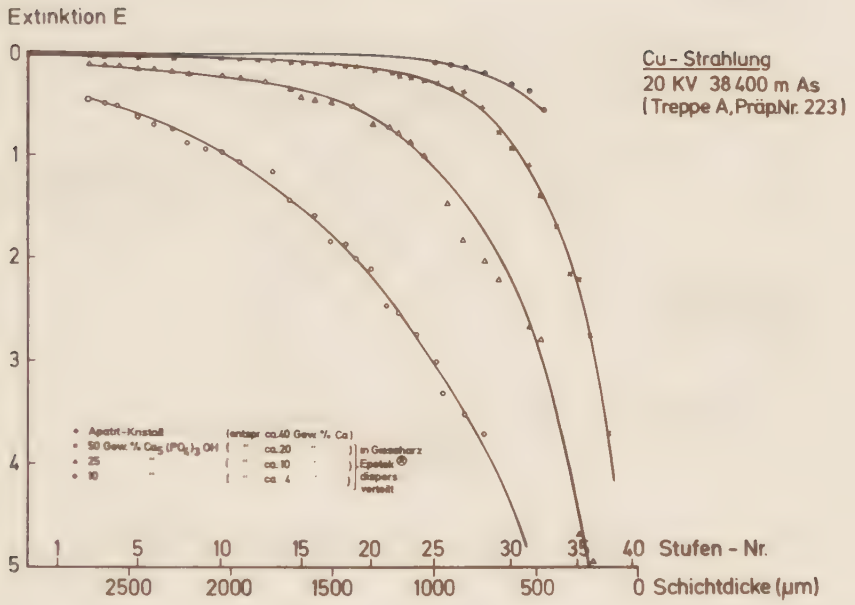


Abb. 10: Extinktionskurven des vom Referenzsystem A mit Cu-Strahlung gewonnenen Radiogrammes

Abszisse: Stufennummer bzw. Treppenschichtdicke (in µm)

Ordinate: Extinktion; für die Bestimmung von E = 0 erfolgte die Messung im Bereich der unbelichteten Stelle des Radiogrammes (Metallrahmen).

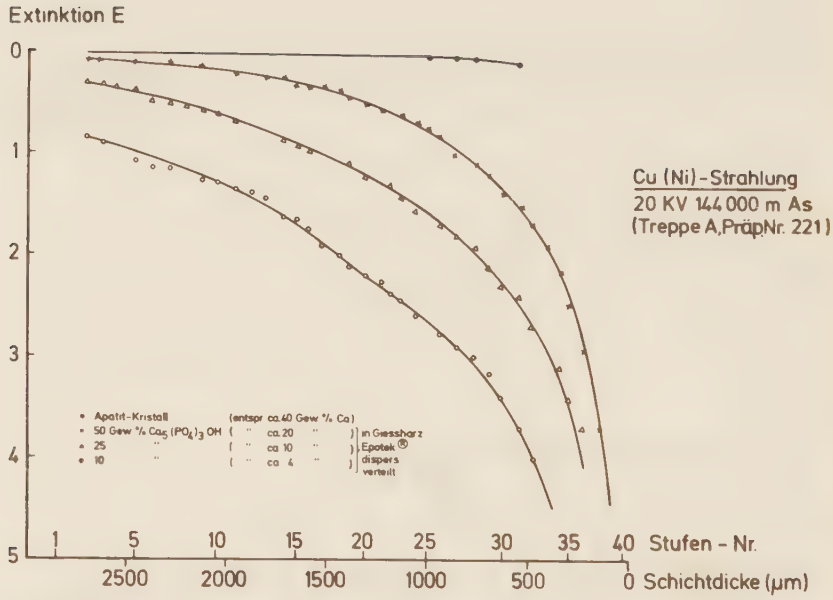


Abb. 11: Extinktionskurve des vom Referenzsystem A mit nickelgefilterter Cu-Strahlung gewonnenen Radiogrammes

Abszisse: Stufennumer bzw. Treppenschichtdicke (in µm)

Ordinate: Extinktion; für die Bestimmung von E = 0 erfolgte die Messung im Bereich der unbelichteten Stelle des Radiogrammes (Metallrahmen).

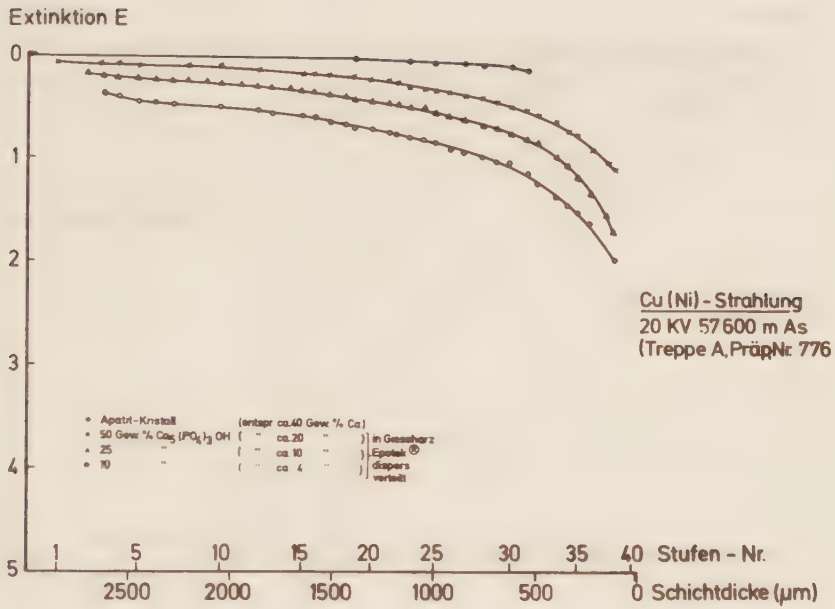


Abb. 12: Extinktionskurve des vom Referenzsystem A mit nickelgefilterter Cu-Strahlung gewonnenen Radiogrammes

Abszisse: Stufennummer bzw. Treppenschichtdicke (in µm)

Ordinate: Extinktion; für die Bestimmung von E = 0 erfolgte die Messung im Bereich der unbelichteten Stelle des Radiogrammes (Metallrahmen).

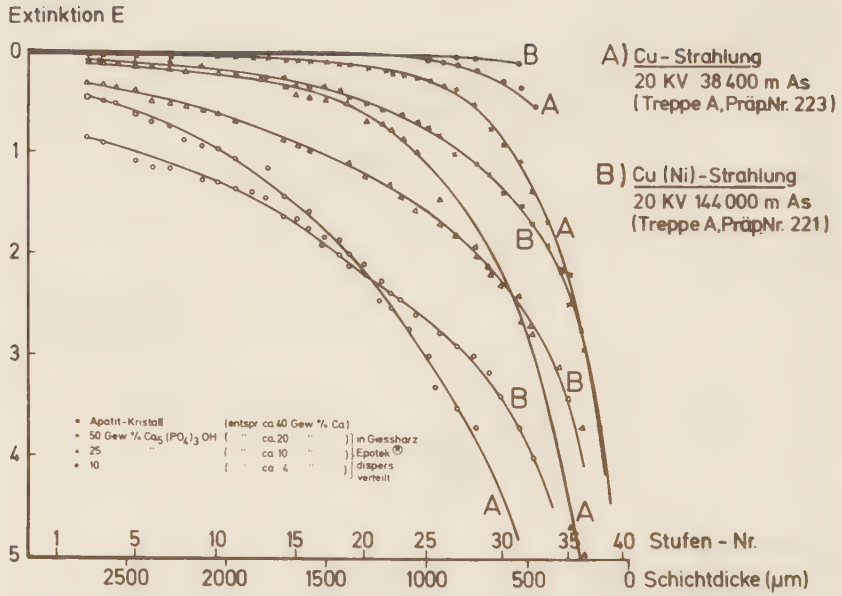


Abb. 13: Extinktionskurven der nickelgefilterten Cu-Strahlung (Abb. 11) und der ungefilterten Cu-Strahlung (Abb. 10)

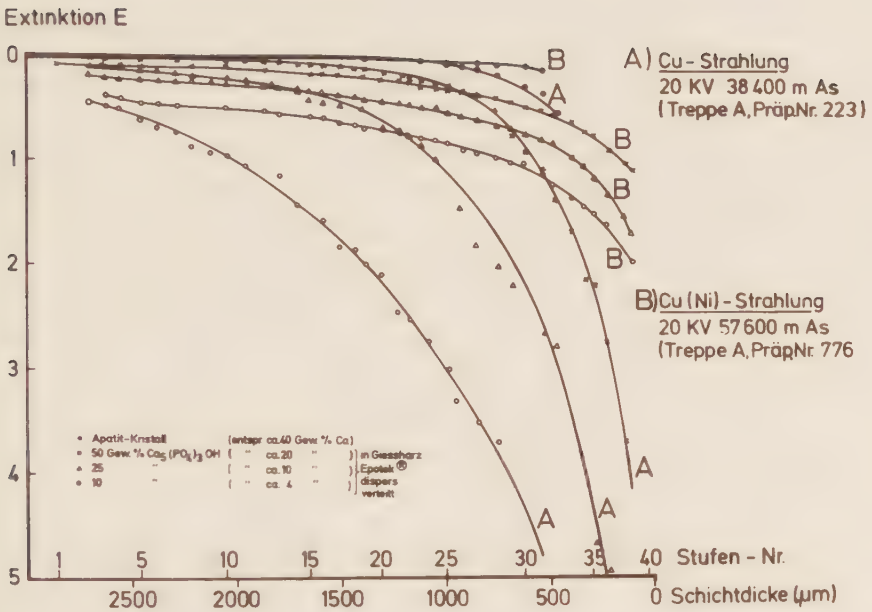


Abb. 14: Extinktionskurven der nickelgefilterten Cu-Strahlung (Abb. 12) und der ungefilterten Cu-Strahlung (Abb. 10)

Die Analyse dieser übereinander gezeichneten Extinktionskurven (Abb. 10 und 11) ergibt beim Vergleich der Meßkurvenscharen im Extinktionsbereich zwischen E = 2 und E = 4 (Abb. 13) folgendes:

1. Es zeigt sich, daß die nickelgefilterte Strahlung für alle Treppenkonzentrationen eine wesentlich geringere Schwärzungszunahme mit der Abnahme der Stufendicke hervorruft als die nicht gefilterte Kupfer-Strahlung. Das ist ein Ausdruck der Aufhärtung der Strahlung durch die Nickelfilterung.

Die Zunahme der Steilheit der nicht gefilterten Kurven mit abnehmender Schichtdicke ist ebenfalls für alle Treppenstufenkonzentrationen für die Cu-Strahlung größer als für die nickelgefilterte Cu-Strahlung. Daraus ergibt sich, daß die gefilterte Strahlung für die Herstellung von Übersichtsaufnahmen von Objekten mit großen Mineralisationsunterschieden besser geeignet ist als die reine Cu-Strahlung. Andererseits bringt die reine Cu-Strahlung bei den dünnen bzw. mineralisationsarmen Schichten einen wesentlich besseren Kontrast als die gefilterte Cu-Strahlung, wobei allerdings dann Bereiche mit hoher Mineralisationsdichte bei der Cu-Strahlung sehr leicht unterbelichtet sein können.

2. Daß diese Aussage allgemein gilt und nicht nur für den hier betrachteten Extinktionsbereich zwischen etwa E = 2 und E = 4 , sondern auch bei schwächer belichteten, d.h. extinktionsschwächeren Präparaten, ist aus der Abb. 14 zu ersehen. Auch hier zeigt es sich, daß im Extinktionsbereich etwa um E = 1 ebenfalls die reine Cu-Strahlung eine größere Änderung der Extinktion mit der Änderung der Mineralisationsdichte, vor allem im Bereich dünner Schichten, aufweist, als die nickelgefilterte Cu-Strahlung.

4.5.2 Vergleich der Extinktionskurven der Radiogramme von Skandium-Strahlung

Es wurden Aufnahmen der 4 verschiedenen Treppen mit 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22 und 24 kV angefertigt und anschließend die Extinktion in Abhängigkeit von der Schichtdicke gemessen. Zur endgültigen Auswertung wurden die Kurven mit 12 und 20 kV herangezogen, siehe hierzu die Abb. 15 und 16.

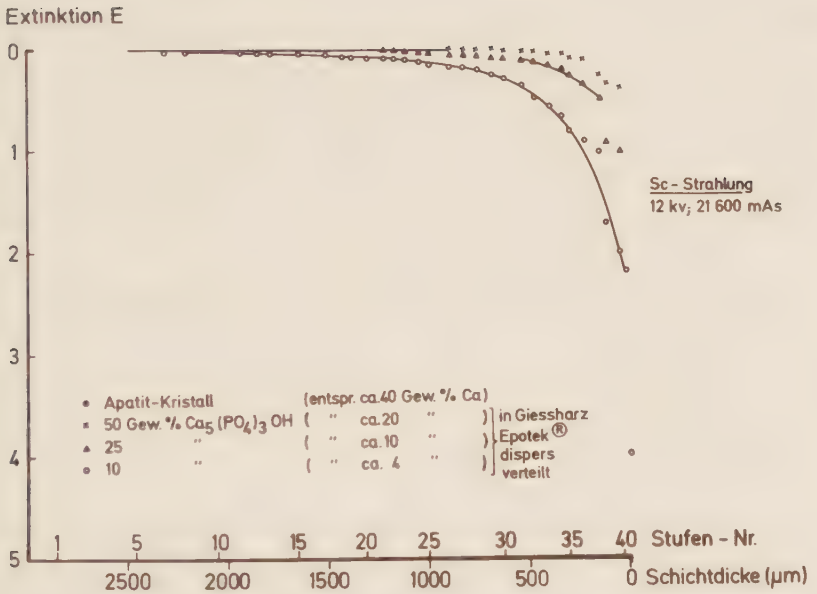


Abb. 15: Extinktionskurven des vom Referenzsystem A mit Sc-Strahlung (12 kV) gewonnenen Radiogrammes

Abszisse: Stufennummer bzw. Treppenschichtdicke (in µm)

Ordinate: Extinktion; für die Bestimmung von E = 0 erfolgte die Messung im Bereich der unbelichteten Stelle des Radiogrammes (Metallrahmen).

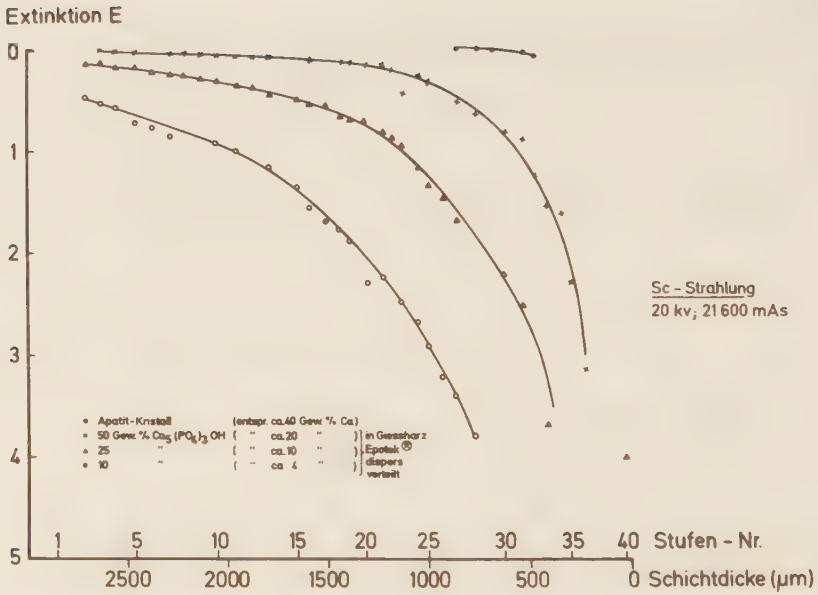


Abb. 16: Extinktionskurve des vom Referenzsystem A mit Sc-Strahlung (20 kV) gewonnen Radiogrammes

Abszisse: Stufennummer bzw. Treppenschichtdicke (in µm)

Ordinate: Extinktion; für die Bestimmung von E = 0 erfolgte die Messung im Bereich der unbelichteten Stelle des Radiogrammes (Metallrahmen).

Aus dem Verlauf der Extinktionskurven ist folgendes zu erkennen (Abb. 15).

Die Extinktionskurven der mit Skandium als Anode mit 12 kV Beschleunigungsspannung gewonnenen Radiogramme weisen einen sehr flachen Verlauf bei dicken Schichten auf, das heißt, es kommt nur eine minimale Schwärzung zustande. Erst bei der Extinktionskurve der Referenztreppenspur der 10 Gew.%-haltigen Ca-Triphosphat-Mischung (entspricht ca. 4 Gew. % Ca)[1] zeigt sich im Bereich von 500 µm Schichtdicke eine deutliche Schwärzungszunahme, die zu kleineren Schichtdicken hin zunimmt. Bei zunehmend dünner werdenden Schichten werden die Extinktionswertänderungen zunehmend größer. Im Bereich der Stufendicke von 230 µm liegt bei der 10 Gew.% Ca-Phosphat haltigen Treppe eine Flächendichte des Ca-Triphosphats von 3,0 mg/cm^2 vor. Man sieht sehr deutlich, daß sich in diesem Dickenbereich kleine Änderungen im Ca-Triphosphatgehalt durch eine sehr große Extinktionsänderung darstellen, wenn man die Extinktionswerte der darüberliegenden 50 Gew.% Ca- triphosphathaltigen Treppe zum Vergleich heranzieht (hier liegt für die gleiche Stufendicke von 230 µm eine Massenbelegung von 18 mg/cm^2 Ca-Triphosphat vor). Daraus ist aber auch zu ersehen, daß sich eine derart weiche Strahlung (12 kV) nur empfiehlt, wenn es sich um die Untersuchung von insgesamt schwach mineralisierten Strukturen handelt.

Die Extinktionskurven der gefilterten wie der ungefilterten Cu-Strahlung und der Sc-Strahlung mit höherer Beschleunigungsspannung (20 kV) erreichen für ein Referenzsystem mit minimalem Kalziumgehalt wie die Referenztreppenschicht mit 10 Gew.% Ca-Triphosphat-Mischung nicht die gleiche Steilheit bzw. sie haben eine weit geringere Schwärzungszunahme in einem Bereich kleiner als etwa

1 10 µm Schichtdicke einer 10 Gew.% Ca-Triphosphat-Mischung entsprechen einer Flächendichte von ca. nur 0,13 mg/cm^2 Ca-Triphosphat

300 /um Schichtdicke[1].

Der Extinktionskurvenverlauf der mit 20 kV erzeugten Sc-Strahlung (Abb. 16) läßt diese Strahlenqualitäten für ein Präparat mit einem Kalziumanteil von 10 oder von 4 Gew.% allenfalls für die Verwendung bei Übersichtsaufnahmen günstig erscheinen, da die Extinktionsänderung im Verhältnis zur Schichtdickenänderung zu gering ist. Für Übersichtsaufnahmen dürfte sich aber nach den bisherigen Kurventrends die Verwendung von nickelgefilterter Cu-Strahlung als vorteilhafter erweisen.

4.6 ANWENDUNG DER UNTER ABSCHNITT 3 und 4 ERARBEITETEN ERGEBNISSE FÜR DIE BILDAUSWERTUNG AN EINEM ZAHNSCHLIFFPRÄPARAT

Um nun zu prüfen, inwieweit die aus den letzten Abschnitten an kalziumphosphathaltigen Referenzsystemen abgeleiteten Schlußfolgerungen tatsächlich für die Herstellung kontrastreicher Mikroradiogramme von biologischen Objekten relevant sind, wurde in einer Reihe von etwa 65 unterschiedlich belichteten und mit unterschiedlichen Strahlenqualitäten aufgenommenen Mikroradiogrammen eines Zahnschliffes in einem definierten Präparatbereich der Extinktions-Unterschied zwischen zwei Punkten mit dem Densitometer gemessen (siehe hierzu Abb. 17 und die dort angegebenen Erläuterungen).

---

1) entsprechend einer Flächendichte von ca. 3,9 mg/cm^2 Ca-Triphosphat-Mischung

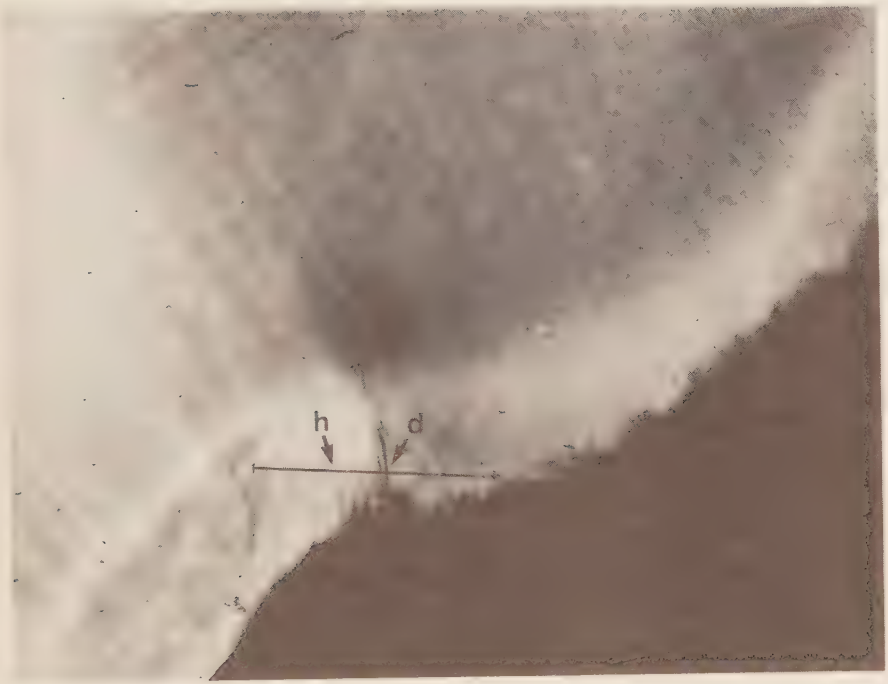


Abb. 17: Mikro-Radiogramm eines Dünnschliff-Präparates eines 2. Milchmolaren (Dentin, Resorptionszone)

Ausschnitt aus der Resorptionszone im Dentin. Cu(Ni)-Strahlung, 20 kV; 6 mA; 25 min; FF-Abstand 25 cm. Die Länge der eingezeichneten Meßstrecke beträgt 350 µm. In der Abb. 18 stellt der Wert E den hellsten Punkt dar (d.h. den Punkt h). Der Wert $\triangle$ E auf der Ordinate stellt die Differenz der Extinktionen der Punkte h und d dar (wobei d der dunkelste Punkt in der Meßspur ist).

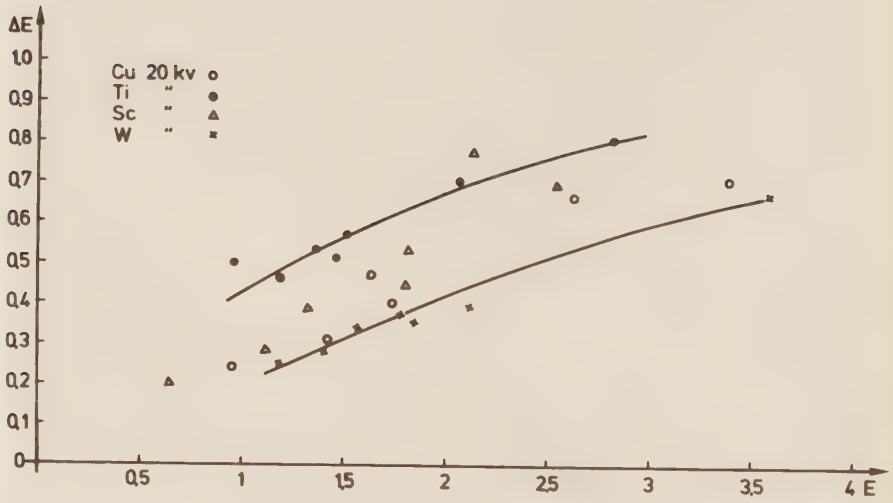


Abb. 18: Bildkontrast in Abhängigkeit von der Schwärzung

Siehe hierzu Abb. 17 und Erläuterungen im Text.
Abszisse: Extinktion am Ort h
Ordinate: Extinktionsdifferenz E der Punkte d und h

Für die Bestimmung des Bildkontrastes unterschiedlich belichteter Aufnahmen wurde die Extinktion an den Punkten d und h bestimmt.[1] Die Extinktionsdifferenz $\triangle E$ wurde auf der Ordinate der Abb. 18 aufgetragen. Auf der Abszisse der Abb. 18 wurde die Extinktion E

1) in dankenswerter Weise von Frau A. Röhl durchgeführt.

am Ort h, dem Ort der geringsten Bildschwärzung innerhalb der Meßspur aufgetragen (Referenzpunkt mit Extinktion E = 0 ist der Ort der Abbildung des Messingrahmens, an welchem nur der Grauschleier vorliegt). In der gleichen Weise wurden für insgesamt 27 Radiogramme dieser Art, die mit unterschiedlicher Schwärzung mit 20 kV W-, Cu-, Ti- und -Sc-Strahlung gewonnen wurden, der Bildkontrast bestimmt und gegen die Schwärzung am Ort h aufgetragen. Anhand der Abb. 18 ist zu sehen, daß der Kontrast $\triangle$ E bei der Ti-Strahlung (siehe Abb. 19) am größten ist, während der Kontrast für die Cu-Strahlung und für die Sc-Strahlung niedriger und für die W-Bremsstrahlung am geringsten ist. Weitere Messungen haben gezeigt, daß bei einer Anodenspannung von 10 kV die mit Sc-Strahlung hergestellten Radiogramme dem Kontrastumfang der mit Ti-Strahlung hergestellten Radiogramme sehr nahe kommen oder ihn sogar übertreffen. Systematische Untersuchungen hierzu konnten im Rahmen dieser Arbeit nicht mehr durchgeführt werden. Hierzu müßten an sich bessere (vor allem ebenere) Schnittpräparate und Referenzsysteme mit noch dünneren Treppenstufen hergestellt werden. Auf Grund unserer Messungen mit den Al-Filtern halten wir es für wahrscheinlich, daß unsere Referenzsysteme selbst in ihren dünnsten Bereichen noch zu dick sind, um die Vorteile der Skandium-Strahlung zur Geltung kommen zu lassen.

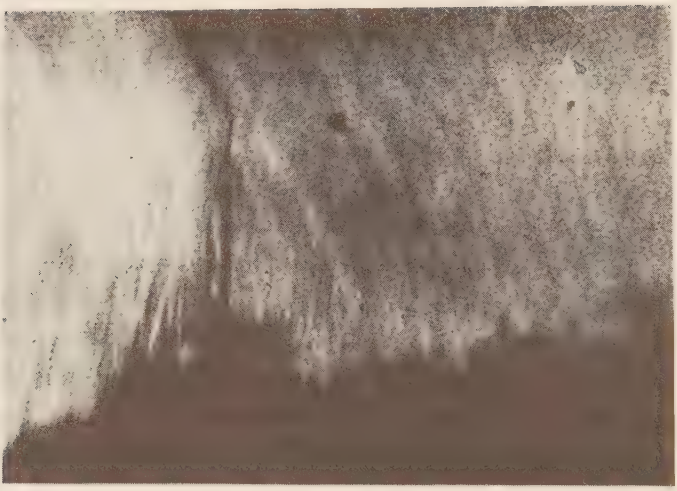


Abb. 19: Mikro-Radiogramm eines Dünnschliff-Präparates[1] eines menschlichen 2. Milchmolaren[2]
(Ausschnitt aus einer Aufnahme vom gleichen Präparat wie Abb. 17, hier jedoch mit Ti-Strahlung 10 kV; 14 mA; 8 min; 25 cm Fokus-Film-Abstand)

In der Abbildung sind besonders in der Umgebung des spaltförmigen Artefakts deutlich die in Richtung Präparatrand ziehenden Dentinkanälchen zu sehen, wodurch eine feine streifenartige Zeichnung des Kontaktmikroradiogramms zustande kommt. Der Rand scheint lakunenartig in Richtung Präparattiefe ausgebuchtet zu sein. Die Ursache liegt vermutlich in der Resorptionstätigkeit von Riesenzellen. Zwischen und auch in den einzelnen Ausbuchtungen ragen die radioopaken Wände der Dentinkanälchen spitz auslaufend und palisadenartig hinaus. Der gute Bildkontrast und die hohe Auflösung der mit einer Ti-Anode zustande gekommenen Aufnahme läßt deutlich einzelne kleine "Säulchen" erkennen. Es ist nicht möglich, die feinsten Dentinkanälchen wahrzunehmen, da bereits das Auflösungsvermögen des Films (1000 Linien pro mm) erreicht und die Körnigkeit der Emulsion deutlich zu sehen ist.

---

1) Auf die Herstellung von Zahnschnitt- und -schliffpräparaten wird nicht näher eingegangen. Siehe hierzu die ausführlichen Hinweise von GABRIEL (1974 (25)).

2) Der für die Anfertigung des Präparates verwendete Zahn wurde dankenswerter Weise von Herrn Prof. H. Newesely, Berlin, zur Verfügung gestellt.

5. DISKUSSION

Gemäß der Zielsetzung der Arbeit und nach eingehender Sichtung der einschlägigen Literatur hatten sich folgende Schwerpunkte unseres Vorgehens herausgebildet:

1. Herstellung von Referenzsystemen sowie
2. Untersuchung der Strahlenqualität ausgewählter Röntgenröhren im Hinblick auf ihre Eignung zur Herstellung und densitometrischen Auswertung kontrastreicher Mikroradiogramme von Referenztreppen.
3. Ergebnisse der Anwendung unterschiedlicher Anoden-Strahlung bei der Herstellung kontrastreicher und hochauflösender Zahnschliffmikroradiogramme einschließlich densitometrischer Auswertung.

ad 1: Zur Herstellung kleindimensionierter Referenztreppen mit sehr dünnen Stufen und anschließender Mineralgehaltsbestimmung anhand von Mikroradiogrammen hatten sich beim Studium der einschlägigen Literatur keine brauchbaren Vorschläge ergeben. Als Referenzsubstanzen geben die verschiedenen Autoren sehr unterschiedliche Materialien an wie Elfenbein, Metalle, Knochenpulver und auch Zahnschmelz.

Die aus unterschiedlich konzentrierten Mischungen von Ca-Triphosphat-Pulver in einem Gießharz sowie unter Verwendung von reinen Apatitkristallen hergestellten Referenzsysteme weisen auf einer kleinen Fläche (8,5 mm x 7,5 mm) ca. 40 Stufen auf. Bei einer Variation der Treppenstufen zwischen 30 µm und 2,8 mm beinhalten die Stufen verschiedene Substanzen mit Massenbelegungen zwischen 0,39 mg/cm^2 und 897 mg/cm^2 an Ca-Triphosphat. Die dünnste 10 Gew.% Ca-Triphosphat enthaltende Treppenstufe würde somit dem

Ca-Triphosphatgehalt einer reinen Apatischicht von etwa 3 µm entsprechen. Damit ist das Referenzsystem für die Verwendung als Vergleichsstandard von kontrastreichen Zahnschliff-Radiogrammen geeignet, wenn auch dabei berücksichtigt werden muß, daß diese 3 µm dicke Apatitschicht der dünnsten Treppenstufe nicht freitragend als Strahlungsabsorber dient, sondern in Verbindung mit einer 27 µm dicken Gießharz-Schicht. Trotz dieses Nachteils, der sich besonders bei der Anwendung der Skandium-Strahlung bemerkbar machen dürfte (Einzelheiten hierzu wurden nicht untersucht), dürften unsere Referenzsysteme gegenüber in der Literaturübersicht erwähnten Systemen einige Vorteile aufweisen. Sie liegen vor allem in den mit Hilfe unserer Herstellungstechnik erreichten kleinen Dimensionen bei gleichzeitiger Verfügbarkeit unterschiedlicher Substanzen bzw. Substanzmischungen. Ein direkter Vergleich unserer Ergebnisse mit Ergebnissen, die mit anderen Systemen gewonnen worden sind, ist nur schwer möglich. Ein von FULDE (1971 (23)) angegebenes Vergleichssystem aus Zahnschmelz soll 8 Stufen mit Stufendicken von 10 µm zwischen 10 µm und 80 µm enthalten. Leider sind die in der Arbeit enthaltenen Angaben nicht ausführlich genug, um Vergleiche bezüglich Genauigkeit der Abmessungen, Homogenität und Qualität der damit erzielten Resultate zu ermöglichen.

ad 2: Die Untersuchung der Strahlenqualität ausgewählter Röntgenröhren im Hinblick auf ihre Eignung zur Herstellung kontrastreicher Mikroradiogramme von Referenztreppen und deren densitometrische Auswertung hat zu folgenden Ergebnissen geführt:
Die Bestimmung der Halbwertsschichtdicken für die Wolfram-, Kupfer-, Titan- und die Skandium-Röhre mit Hilfe von Al-Absorbern zeigte, daß die Ti- und die Sc-Strahlung sehr inten-

sive, weiche Strahlenteile enthielt, die durch geringe Absorberdicken weitgehend herausgefiltert werden konnten. Diese Strahlenanteile rühren von der charakteristischen $K\alpha$ -Strahlung her. Dies ergibt sich auch daraus, daß bei gleicher Röhrenleistung die Strahlungsintensität am Röhrenfenster bei der Ti- und bei der Sc-Röhre wesentlich größer ist als bei der Cu- und bei der W-Röhre (Tab. 6). Bei der W-Anode ist ausschließlich Bremsstrahlung vorhanden, während bei der Cu-Anode der Bremsstrahlenanteil an der Gesamtemission wesentlich höher ist als bei der Ti- und der Sc-Röhre. Aus der Bestimmung der Halbwertsschichtdicken (Abb. 5) ergibt sich, daß die Cu-Strahlung und auch die W-Strahlung gut für nicht sehr kontrastreiche Übersichtsaufnahmen geeignet sind.

Obige, durch HWD-Bestimmungen gewonnenen Erkenntnisse wurden durch den Vergleich densitometrischer Messungen an den Referenzsystemen überprüft. Dabei wurde auch die Eignung der Cu- bzw. der nickelgefilterten Cu-Strahlung untersucht, da die Cu(Ni)-Strahlung bei den HWD-Messungen nicht miteinbezogen worden war. Zu dieser Untersuchung wurde die Kenngröße "Extinktion" der Radiogramme verwendet, da die Extinktionsunterschiede in einem Bild die kontrastbestimmenden und vom Auge beurteilbaren Größen sind.

Die Extinktionszunahme der ungefilterten Cu-Strahlung ist insbesondere in allen dünnen Treppenschichtbereichen mit geringeren Kalziumgehalten größer als mit gefilterter Cu-Strahlung. Die Extinktionskurven der nickelgefilterten Cu-Strahlung weisen dafür bereits bei hohem Mineralgehalt eine gut meßbare Zunahme der Extinktion auf. Die Strahlung eignet sich folglich eher für Übersichtsaufnahmen von Präparaten mit großen Mineralisationsschwankungen, während der nickelfilterbedingte Aufhärtungseffekt bei kalziumarmen

Schichten eine Kontrastminderung hervorruft. Diese Ergebnisse wurden bei verschiedenen Extinktionsbereichen (E = 1 bis E = 4) und verschiedenen Radiogrammen festgestellt. Sie stimmen auch mit den Ergebnissen von FOSSE und RÖLI (1968 (17)) überein, die festgestellt haben, daß ungefilterte Cu-Strahlung (mit 20 kV Anregungsspannung) kontrastreichere Aufnahmen ergibt als nickelgefilterte Cu-Strahlung.

Nimmt man eine vorläufige Wertung der Ergebnisse vor, so ist die ungefilterte 20 kV-Cu-Strahlung zur Erzeugung kontrastreicher Aufnahmen von Präparaten dünner als etwa 100 µm Dicke gegenüber der Cu(Ni)- und der W-Strahlung zu bevorzugen (dies wurde im übrigen experimentell durch Herstellung von entsprechenden Mikroradiogrammen von Zahnschliffpräparaten bestätigt).

Für zunehmend dünner werdende Absorberschichten nimmt die Halbwertsdicke für die Sc- und für die Ti-Strahlung sehr stark ab, sie liegt bei den dünnsten verwendeten Al-Filtern bei einigen mg/cm^2, während für die gleichen Filter die Halbwertsdicke für die Cu- und für die W-Strahlung zwischen 12 - 15 mg/cm^2 liegt. Damit ist aus den Kurven der Abb. 5 sehr deutlich zu erkennen, daß diese Strahlenqualitäten besonders gut für die Herstellung kontrastreicher Mikrodiagramme von dünnen Präparaten geeignet sind. Der relative Verlauf der Sc- und der Ti-Kurven zueinander (bei sehr dünnen Absorberdicken) deutet durch das Auftreten eines Kreuzungspunktes beider Kurven bei einer Massenbelegung von ca. 8 mg/cm^2 darauf hin, daß bei noch kleineren Al-Absorberdicken die Sc-Strahlung durch noch geringere Halbwertsdicken als die Ti-Strahlung charakterisiert wird. Diese hier in Luft durchgeführte Messungen lassen erwarten, daß sich somit auch ohne die Anwendung von Vakuum die Vorteile

der Sc-Strahlung gegenüber der Ti-Strahlung nutzen lassen müßte. Bei der Anwendung beider Strahlenarten auf Referenzsysteme und auf Zahnschliffpräparate haben wir diese Vorteile jedoch nicht deutlich herausarbeiten können. Dies ist wahrscheinlich auf nicht genügend feindispergiertes Ca-Triphosphat und auf nicht optimale Präparate zurückzuführen. Eventuell waren die Präparate ungenügend planparallel und wiesen Konkavitäten und/oder Konvexitäten auf.

Eine weitere Verringerung der Halbwertsdicken der Sc-Strahlung bei der Verwendung Ca-haltiger Absorber anstelle von Al-Absorbern ist deshalb zu erwarten, weil der Absorptionskoeffizient der charakteristischen Sc-Strahlung größer ist als der von Aluminium. Die Wellenlänge der charakteristischen K_α -Strahlung von Skandium (30,3 nm) fällt nämlich unmittelbar vor der Absorptionskante von Kalzium (30,6 nm) in den stark ansteigenden Schenkel der Absorptionskurve von Kalzium. Die Absorptionskante von Aluminium (83,2 nm) und damit auch der Bereich maximaler Absorption liegt dagegen im Wellenlängenspektrum weiter entfernt von der charakteristischen K_α -Strahlung von Skandium.

Nach FREITAG und Mitarbeiter (1974 (20)) nimmt die Güte von Kontrast und Auflösungsvermögen mit der Wellenlänge der charakteristischen Strahlung von der Cu- über die Cr- zur Ti-Anode[1] zu. Die Auswertung erfolgte dabei nach Positivvergrößerungen.
Daß sich mit Sc- und Ti-Strahlung gegenüber Cu-Strahlung kontrastreichere Aufnahmen auch in Luft, also ohne den störenden Einfluß der Luftabsorption zu beseitigen, erzielen lassen, hat schon GWINNETT (1967 (28), (29)) festgestellt. GWINNETT stellte allerdings keinen Vergleich zwischen den Strahlenqualitäten der Sc- und Ti-Anoden an, daher läßt sich nicht sagen, ob seine oder unsere Technik zu besseren Ergebnissen führt.

---

1) Filterung der Anoden mit Ni, V und Ti.

Analog zu den HWD-Messungen zeigen die Extinktionskurven der Sc-Strahlung bei 12 kV Anregungsspannung (Abb. 15), daß auch bei sehr dünnen Schichten unseres Referenzsystems mit extrem geringen Massenbelegungen m_A von 10 Gew.% Ca-Triphosphat (0,78 mg/cm^2 und 0,39 mg/cm^2 bei 60 und 30 µm)[1] noch gut meßbare Kontrastunterschiede in den Radiogrammen erzeugt worden sind. D.h. die Strahlungsqualität ist weich genug, um so geringe Massenbelegungsunterschiede noch zu erfassen.[2]

ad 3 Ergebnisse der Anwendung unterschiedlicher Anodenstrahlung bei der Herstellung kontrastreicher und hochauflösender Zahnschliffmikroradiogramme einschließlich densitometrischer Auswertung.

Von dem in der Abb. 17 und 19 gezeigten Zahnschliffpräparat wurden insgesamt mehr als 65 Aufnahmen mit W-, Cu-, Ti-, Sc-, und Cu (Ni)-Strahlung angefertigt. Anhand der Abb. 18 ist zu sehen, daß der Kontrast $\triangle E$ bei der Ti-Strahlung am größten ist. Der Kontrast mit W-Bremsstrahlung ist am geringsten, allerdings ist er für einige der ausgewerteten Aufnahmen sehr ähnlich dem Kontrast, der mit ungefilterter Cu-Strahlung erreicht wurde. Dieses Ergebnis deutet in die gleiche Richtung wie ein Hinweis von FREITAG und Mitarbeiter (1974 (20)), daß ein geschickt gewähltes Bremsspektrum zu einer gleichen Bildqualität führen kann, wie sie mit einer üblicherweise verwendeten Cu-Anode (und mit Filter annähernd erzeugten "K_α-Strahlung") erreicht wird. Dieses eigentlich etwas überraschende Ergebnis bedarf aber noch näherer Untersuchungen.

---

1) 0,39 mg/cm^2 der 10 Gew.% Ca-Triphosphat-Mischung entsprechen ca. 0,16 mg/cm^2 Ca.

2) Ebenda.

Die Abbildung 19 zeigt deutlich den mit einer Ti-Strahlung gewonnenen guten Bildkontrast. Dieser erlaubt es, in der Resorptionszone Dentinkanälchen zu erkennen, deren Feinstrukturen bekanntlich eine Größenordnung von ca. 0,5 bis 3 µm aufweisen. Die Darstellbarkeit von sehr feinen Dentinkanälchen ist jedoch nicht möglich, da das Auflösungsvermögen des Films (1000 Linien pro mm) erreicht und die Körnigkeit der Emulsion zu erkennen ist.

Die Ergebnisse zeigen somit für die Ti-Strahlung von 20 kV eine klare Überlegenheit gegenüber den anderen 3 Strahlenqualitäten für Präparate von der Qualität des vorliegenden Zahnschliffs. Die Vorteile der Sc-Strahlung werden sich wahrscheinlich erst bei noch dünneren bzw. planparalleren Präparaten herausstellen. Hierzu müßten wohl weitere Verbesserungen der Präparationstechnik für nicht entkalkte Präparate und Referenzsysteme erarbeitet werden.

Kritik und Verbesserungsvorschläge:

Auf Grund der durch die Arbeit gewonnenen Erfahrungen werden folgende Abänderungs- und Verbesserungsvorschläge gemacht, die bei weiterführenden Untersuchungen berücksichtigt werden sollten:

1. Für die Herstellung von Referenzmaterialien sollten wesentlich feinere Mineralsalzkörnungen verwendet werden, als das von uns benutzte kommerziell erhältliche Ca-Triphosphat. Es sollte eine maschinelle Mischung der Komponenten anstelle der durchgeführten Handmischung erfolgen. Besser noch als diese durch Mischung hergestellten Verbindungen wären Kunststoffe mit einem stöchiometrischen Ca-Anteil, die aber zur Zeit noch nicht erhältlich sind.

2. Durch Verbesserung der mechanischen Fräsvorrichtung (Support) und durch Verwendung besserer Schleifkörper müßte eine gleichmäßigere Zunahme der Treppenstufendicke erreicht werden. Weiterhin sollten auf jeden Fall dünnere Stufen unterhalb einer Stufendicke von 30 µm hergestellt werden, um die Vorteile der Sc- und der Ti-Strahlung besser herausarbeiten und die Unterschiede zwischen diesen beiden Strahlenqualitäten hervorheben zu können.

3. Ein neuer Treppenstufen-Referenzstandard sollte außer Apatit und einem Calziumphosphat auch Aluminium enthalten, um Vergleiche mit Messungen an großflächigen Aluminiumabsorbern und Vergleiche mit Angaben in der Literatur zu ermöglichen.

4. Es ist eine Verbesserung der Spannvorrichtung für die Fixierung der empfindlichen Zahnschliffpräparate in der Mikroradiographiekammer zum Erreichen eines einwandfreien planparallelen Kontakts mit der Filmschicht erforderlich.

5. Bei weiteren Untersuchungen sollte experimentell näher untersucht werden, wiesich die Luftabsorption tatsächlich auf die Strahlenqualitäten der verschiedenen Röhren auswirkt. Diese Frageist wichtig, um abschätzen zu können, inwieweit ein Arbeiten mit Vakuum Vorteile bringen würde. Theoretische Abschätzungen dieses Störeinflusses sind nicht ausreichend, da die emittierte Strahlenqualität sehr stark von der Dicke und vom Aufbau des jeweiligen Röhrenfensters sowie von der Beschaffenheit und vom Zustand der Anoden abhängt.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Eignung der Strahlenqualitäten der Wolfram-, Kupfer-, Titan- und Skandium-Anoden zur Herstellung kontrastreicher Mikroradiogramme und damit zur Erhöhung der Nachweisempfindlichkeit von Kalzium quantitativ zu erfassen.

Hierzu erfolgten Halbwertsdicken-Bestimmungen mit Aluminium-Absorbern in Luft zur Charakterisierung der verschiedenen Röntgenstrahlenqualitäten. Weiterhin wurde die Abhängigkeit der Dosisleistung von der Absorberdicke und vom jeweiligen Röhrentyp im Strahlungsfeld bei einer Anregungsspannung von 20 kV bestimmt.

Zur Übertragung dieser Ergebnisse auf den Kalziumnachweis bei der mikroradiographischen Technik wurden Referenztreppenminiatursysteme hergestellt. Hierzu wurden 4 Herstellungsmethoden entwickelt und erprobt. Dabei wurde versucht, die zahlreichen Angaben aus der verfügbaren Literatur, welche Beschaffenheit und Zusammensetzung ein Referenzsystem haben müßte, einander gegenüberzustellen, und bei der Anfertigung von Referenzsystemen zu berücksichtigen. Weiterhin erfolgte an Hand der Literatur eine tabellarische Zusammenfassung der Belichtungsbedingungen, entsprechend denen sich für die jeweilige Präparatdicke nach Meinung der Autoren kontrastreiche Mikroradiographien herstellen lassen.

Die Präparatbühne der Mikroradiographie-Kammer wurde so modifiziert, daß die gleichzeitige Exposition zweier sehr kleiner Referenzsysteme zusammen mit einem Zahnschliffpräparat möglich war. Insgesamt wurden damit ca. 220 Mikroradiogramme von verschiedenen Referenzsystemen und unterschiedlichen Schliffpräparaten mit differenter Strahlenqualität hergestellt und zum Teil densitometrisch ausgewertet.

Die quantitativen Ergebnisse der HWD-Bestimmungen bestätigten die Angaben in der Literatur. Demnach nimmt der Kontrast bei Verwendung der Skandium- oder Titan-Strahlung gegenüber mit Kupfer- oder Wolfram-Strahlung gewonnenen Mikroradiogrammen zu. Bei Verwendung der nickelgefilterten Kupfer-Strahlung ist die Herstellung von Übersichtsaufnahmen auch von dickeren Präparaten möglich. Mit einer Titan-Anode können kontrastreiche Mikroradiogramme von dünnen Präparaten angefertigt werden, dabei findet die Darstellung der Feinstrukturen von Dentintubuli durch die Korngröße der Emulsion ihre Grenzen.

Die Halbwertsschichtdickenbestimmungen und Extinktionsmessungen lassen erwarten, daß mit Skandium-Strahlung im Bereich um 10 kV Anregungsspannung eine weitere Kontraststeigerung erreicht werden könnte.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1) ANGMAR-MÅNSSON, B.: A quantitative, microradiographic study on the organic matrix of developing human enamel in relation to the mineral content. Archs oral Biol. Vol. 16, 135-145 (1971)

2) BABAIANTZ, L.: Les ostèoporoses. Radiol. clin. 16, 291-322, Basel (1947)

3) BERGMANN, G.: Studies on mineralized dental tissues. Odont. Revy. 8, 297-307 (1957)

4) BERGMANN, G., ANNEROTH, G.: A semiquantitative microradiographic study of the distribution of organic mass in human carious dentine. Archs oral Biol. 17, 201-209 (1972)

5) BERMANN, G., LIND, P.O.: A quantitative microradiographic study of incipient enamel caries. J. Dent. Res. 45, 235 (1966)

6) BÖRNER, W., GREHN, F., MOLL, E., RAUH, E.: Messung der Absorption des Fingerknochens mit einem J-125-Profilscanner. Quantitative Methode zur Erkennung der Osteoporose. Fortschr. Röntgenstr. 110, 378-387 (1969)

7) COMBEE, B.: Eine Röntgenröhre für Mikroradiographie. Philips-Techn. Rundschau 17, 198-199 (1955)

8) CRABB, H.S.M.: Structural patterns in human dental enamel revealed by the use of microradiography in conjunction with two dimensional microdonsitometrie. Caries Res. 2, 235-252 (1968)

9) CRABB, H.S.M., MORTIMER, K.V.: Two - dimensional microdensitometry. Brit. Dent. J., No. 8, Vol. 122 , 337-343 (1967)

10) DARLING, A.I.: Studies of the early lesion of enamel caries with transmitted light, polarised light and radiography, Brit. Dent. J. Vol. 101, 289-297 (1956)

11) DERSHEM, E.: Photomicrographs of thin bone sections by the use of fluorescence x-radiation. Proc. Acad. Sc. 25, 6-10 (1939)

12) DIETZE, R., KÖCHER, E.: Physik und Praxis der Röntgenaufnahmetechnik. Veb. Gustav Fischer Verlag, Jena (1969)

13) DOYLE, F.H.: zitiert von HEUCK, F. In: Handb. der Med. Rad. IV/1, 168, 186-187 (1970)

14) ENGSTRÖM, A.: X-ray mikroanalysis in biology and medicine, Amsterdam-London-New York-Princetown. Elsevier Publ. Comp. (1962)

15) ENGSTRÖM, A.: Microradiography of normal bone. In: Handb. d. Med. Radiol. IV/1, 296-316 (1970)

16) ENGSTRÖM, A., WELIN, S.: A methode for the quantitative roentgenological determination of the amount of calcium salts in bone tissue. Acta radiol. 31, 483-502 (1949)

17) FOSSE, G., RÖLI, J.: A new camera for contact microradiography of teeth and bone. Archs oral Biol. Vol. 13, 1385-1393 (1968)

18) FREITAG, V., RUPPERSBERG, H.: Kontaktmikroradiographie verkalkter biologischer Objekte mit charakteristischer Röntgen-Strahlung. Dtsch. zahnärztl. Z. 27, 749-754 (1972)

19) FREITAG, V., STETTER, W.: A camera for contact microradiography. Dentomaxillofac. Radiol. 2, 62-66 (1973)

20) FREITAG, V., STETTER, W. und CHARBIT, P.: Über die Technik der Kontaktmikroradiographie. In: Elektro medica 2, 52-56 (1974)

21) FROMMHOLD, W., GAJEWSKI, H., SCHOEN, H.D. (Hrsg.): Medizinische Röntgentechnik, I. Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1979)

21. a) FROMMHOLD, W., GAJEWSKI, H., SCHOEN, H.D. (Hrsg.): dto.Seite 136

22) FROMMHOLD, W., SCHOKNECHT, G.: Untersuchungen über die Absorption und Feinstruktur von Knochen mittels monochromatischer Röntgenstrahlung. Fortschr. Röntgenstr. 93,3, 358-365 (1960)

23) FULDE, F.: Quantitative densitometrisch - planimetrische Bestimmung des Mineralverlustes in experimentell erzeugten Schmelzläsionen. Med. Diss., Kiel (1971)

24) FURSETH, R.: A microradiographic and electron microscopic study of the cementum of human deciduos teeth. Acta Odont. Scan. 25, 613-645 (1967)

25) GABRIEL, E.: Entwicklung, Verbesserung und Anwendung von Methoden zur quantitativen Untersuchung der Zahnhartsubstanzen und des Zahnhalteapparates. Habilitations-Schrift, Würzburg (1974)

26) GLAS, J.-E., NYLEN, M.U.: A correlated electron microscopic and microradiographic study of human enamel. Archs oral Biol. Vol. 10, 893-908 (1965)

27) GOLOMBECK, O.: Grundlagenuntersuchungen über die Anfertigung und densitometrische Auswertung von Kontaktmikroradiographien. Zahnmed. Diss., Kiel (1976)

28) GWINNETT, A.J.: Scandium as a target material in microradiography. J. Dent. Res. 46, 1479 (1967)

29) GWINNETT, A.J.: The ultrastructure of the "prismless" enamel of permanent human teeth. Archs oral Biol. Vol. 12, 381-387 (1967)

30) GWINNETT, A.J.: A comparison of proximal carious lesions as seen by clinical radiography, contact microradiography and light microscopy. In: J.A.D.A. Vol. 83, 1078 (1971)

31) HEUCK, F.: Die radiologische Erfassung des Mineralgehalts des Knochens. In: Handb. der Med. Rad. IV/1, 147 Berlin-Heidelberg-New York, Springer-Verlag (1970)

31 a) HEUCK, F.: dto, Seite 183-189

32) HEUCK, F. et al.: Densitometrie in der Radiologie. 273, Hrsg. HEUCK, F., Stuttgart (1973)

33) HEUCK, F., SAACKEL, L.: Methoden zur quantitativen Auswertung von Mikroradiogrammen des Knochens. In: Densitometrie in der Radiologie, 289-306, Hrsg. HEUCK, F., Stuttgart (1973)

34) HEUCK, F., SCHMIDT, E.: Die quantitative Bestimmung des Mineralgehaltes der Knochen aus dem Röntgenbild. Fortschr. Röntgenstr. 93,5, 523 (1960)

35) HINESS, R.: Untersuchungen zur Mineralgehaltsbestimmung von Knochen. Med. Diss., Tübingen, 146 (1968)

36) HOPPE, W.F. und BÖSSMANN, K.: Über die Anwendung der Densitometrie zur quantitativen Bestimmung des Mineralverlustes in kariös verändertem Schmelz. Dtsch. zahnärztl. Z. 26, 384-387 (1971)

37) HUTCHINSON, A.C.W., ROWLAND, R.E., FOSDICK, L.S.: Microradiographic examination of thin sections of sound dental enamel. J. Dent. Res. 42 (1963)

38) IMIG, H.: Vereinfachung der quantitativen Absorptionsmessung zur Calciumbestimmung im menschlichen Skelettsystem. Med. Diss., Freie Universität Berlin (1966)

39) KAENE, B.E., SPIEGLER, G., DAVIS, R.: Quantitative evaluation of bone mineral by a radiographic method. Brit. J. Radiol. 32, 162-167 (1959)

40) KROKOWSKI, E.: Die Absorption von Röntgenstrahlen im Knochen, Fortschr. Röntgenstr. 91, 76-84 (1959)

41) KROKOWSKI, E.: Möglichkeiten einer radiologischen Bestimmung der Mineralkonzentration im Knochen. In: Dtsch. Röntgenkongreß, II.-13. Mai (1972) Hrsg. HEUCK, F., THIEME-Verlag, Stuttgart (1973)

42) KROKOWSKI, E.: Röntgenologische Substanzanalyse des Knochens mittels differenter Strahlenqualität, Messungen und Ergebnisse. In: Densitometrie in der Radiologie, Hrsg. HEUCK, F., Stuttgart, 278-287 (1973)

43) LEJA, K.: Die Anwendung der Kontaktmicroradiographie bei der Untersuchung der Zahnhartgewebe. Zahnmed. Diss. Würzburg (1971)

44) LEVINE, R.S.: The microradiographic features of dentine caries. Brit. Dent. J., 137, 301 (1974)

45) MANS, H., LUNDBERG, M., WING, K.: Measurement of fine struktures in roentgenograms, I. A microdensitometric method. Acta odont. scand. 32, 357-364 (1974)

46) McCONNELL, D.: "Apatite". In: Applied Mineralogy, Seite 11. Hrsg. v. FRECHETTE, D., KIRSCH, H., SAND, B., TROJER, F., Springer, Wien (1973)

47) MEEMA, H.E., HARRIS, C.K. und PORRETT, R.E.: A method for determination of bone-salt content of cortical bone. Radiology 82, 986-997 (1964)

48) MILLER, J.: The micro-radiographic appearance of dentine. Brit. Dent. J. 97, 70-9 (1954)

49) MJOR, J.A., STENVIK, A.: Microradiography and histology of decalcified human teeth following experimental intrusion - with emphasis on resorption, Archs Oral Biol. 14, 1355 (1969)

50) MÜLLER, E.A.W.: Kontaktmikroradiographie mit lichtoptischer Nachvergrößerung, In: Handb. der zerstörungsfreien Materialprüfung, R. Oldenburg, München (1960)

51) NEUMANN, K.: Anwendung von Röntgenlicht für histochemische Untersuchungen. In: Handb. der Histochemie I/1 339-392, hrsg. V. GRAUMANN, W. und NEUMANN, K., Gustav Fischer Verlag, Stuttgart (1958)

52) NEWBRUN, E., BRUDEVOLD, F., MERGMAGEN, H.: A microroentgenographic investigation of demineralized enamel, comparing natural and artifical lesions. Oral Surg., Oral Med. Oral Path. 12, 576-584 (1959)

53) OMNELL, K.A.: Quantitative roentgenologic studies on changes in mineral content of bone in vivo. Acta radiol. Suppl. 148 (1957)

54) SACK, H.: Methodik und Ergebnisse einer Zwei-Isotopen-Methode zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes im Knochen. In: Densitometrie in der Radiologie, 291, hrsg. HEUCK, F., Stuttgart (1973)

55) SIEVERT, R.M.: Two methods of roentgen micro-photography. Acta Radiol. 17, 299-309 (1936)

56) SILNESS, I.: Some variations in the microradiographic appearance of human deciduous enamel. Odont. Revy 20, 93-109 (1969)

57) SOGNNAES, R.F.: Microradiographic observations on demineralisation gradients in the pathogenesis of hard-tissue destruction. Vol. 1, 106-121 (1959)

58) SONI, Nar.N., BRUDEVOLD, F.: A microradiographic and polarized microscopic study of sound enamel. J. Dent. Res. 38, 1181-1186 (1959)

59) SONI, Nar. N., SILBERKWEIT, M., PARRISH, B.A.: A microradiographic-microphotometric and polarized-light study of the demineralization pattern in carious lesions. Oral Surg, Oral Med., Orals Path. 2, 321-329 (1965)

60) SPIEGLER, G.: Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik. Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1957)

61) THEWLISS, J.: The structure of teeth as shown by x-ray examination, Spec. Report Series, No. 238 (1940)

62) TRONSTAD, L.: Quantitative microradiography of intact and worn human coranal dentine. Archs oral, Biol. Vol. 18, 539-542 (1973)

63) VOSE, G.P.: Estimation of changes in bone calcium content by radiographic densitometrie. Radiology 93, 841-844 (1969)

64) WAGNER, A. SCHAAF, J.: Vergleichende Untersuchungen mit und ohne photometrische Meßverfahren über den Grad der osteoporotischen Veränderungen im Röntgenbild. Dtsch. Arch. Klin. Med. 207, 364-385 (1961)

65) WALLACE, B.J.: The pathways of the early carious process, I. Histologic study, II. Radiologic study. J. Dent. Res. 40 (1961)

66) WALLGREN, G., HOLMSTRAND, K.: Technical considerations on quantitative microradiography on bone. Exp. Cell Res. 12, 188-191 (1957)

Herrn Dipl. Physiker Dr. rer. nat. Dr. med. hab. E. Gabriel darf ich an dieser Stelle für die Überlassung des Themas und die mir gewährte hilfreiche Unterstützung und freundliche Förderung meiner Arbeit sehr herzlich danken.

Mein Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. G. Siebert für die Übernahme des Referats.

Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. R. Naujoks für die Übernahme des Korreferates.

Ganz besonders möchte ich Frau A. Röhl für ihre Hilfe bei den zahlreichen densitometrischen Messungen danken.
Herrn Feinmechaniker W. Volk danke ich für die Anfertigung der Präparatbühne und für die wertvollen Ratschläge bei der Herstellung der Referenztreppen.

Die Untersuchungen wurden mit Unterstützung der Deutschen Forschungs-Gemeinschaft im Teilprojekt C 3 "Mikromorphometrie der Zahnhartgewebe" des Sonderforschungsbereiches 92 "Biologie der Mundhöhle" (Sprecher: Prof. Dr. G. Siebert) und an der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten (Direktor: Prof. Dr. R. Naujoks) der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg durchgeführt.

LEBENSLAUF

Am 22.8.1947 wurde ich, Michael Fernsebner, als Sohn des Verwaltungsoberinspektors Korbinian Fernsebner und dessen Ehefrau Julia, geb. Sirch, in Siegsdorf geboren.

Die Grundschule in Siegsdorf besuchte ich von 1954 - 1962.

Anschließend trat ich in die 3 1/2jährige Lehre zum Zahntechniker ein. Nach bestandener Gesellenprüfung im Februar 1966 in München arbeitete ich noch 2 Jahre als Zahntechniker.

Nach Ableistung des Grundwehrdienstes Juli 1968 - August 1969 trat ich im September 1969 in das Humanistische Gymnasium und Kolleg St. Matthias in Wolfratshausen ein, um die Hochschulreife zu erlangen.

Das Abitur bestand ich im März 1973, anschließend immatrikulierte ich mich im Mai 1973 an der Julius-Maximilians-Universität in Würzburg für das Studium der Zahnheilkunde.

Während des Studiums blieb ich in Würzburg und bestand am 16. Oktober 1978 das Staatsexamen mit "Gut"; die Bestallung zum Zahnarzt wurde mir am 23. Oktober 1978 erteilt.
Am 1. November 1978 wurde ich wissenschaftlicher Assistent an der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Würzburg.
Seit dem 15. Mai 1979 bin ich als Assistent in einer freien Praxis in Würzburg beschäftigt.

Würzburg, den 12. Januar 1981

Michael Fernsebner

(Michael Fernsebner)

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80